

Titre: Définition de paramètres cliniques représentatifs de la cinématique tridimensionnelle (3D) de genoux normaux
Title:

Auteur: Geneviève Hamel
Author:

Date: 1997

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Hamel, G. (1997). Définition de paramètres cliniques représentatifs de la cinématique tridimensionnelle (3D) de genoux normaux [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/6669/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/6669/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche:
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉFINITION DE PARAMÈTRES CLINIQUES REPRÉSENTATIFS
DE LA CINÉMATIQUE TRIDIMENSIONNELLE (3D)
DE GENOUX NORMAUX

GENEVIÈVE HAMEL
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

MAI 1997



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

Our file Notre référence

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-33142-3

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

DÉFINITION DE PARAMÈTRES CLINIQUES REPRÉSENTATIFS
DE LA CINÉMATIQUE TRIDIMENSIONNELLE (3D)
DE GENOUX NORMAUX

Présenté par : HAMEL Geneviève

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. SHIRAZI-ADL Aboulfazl, Ph.D., président

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. DE GUISE Jacques A., Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. DUVAL Nicolas, MD, membre

REMERCIEMENTS

Je tiens à exprimer ma reconnaissance à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce projet.

Plus particulièrement, mes remerciements vont à L'Hocine Yahia, Jacques A. de Guise, mes directeur et codirecteur, et à mes collaborateurs, tous si compétents, qui m'ont épaulé de bout en bout, par leur patience, leur disponibilité et leurs conseils avisés et bienveillants. Je tiens également à remercier Dr Nicolas Duval pour ses conseils cliniques et le contact établi avec la ligue de compétition de volley-ball et le Dr Pauline Lavoie pour ses connaissances en statistique.

Je voudrais enfin remercier tout particulièrement famille et amis pour leur support affectif et moral et leurs encouragements dans les moments plus difficiles.

RÉSUMÉ

Le genou est une articulation dont le mouvement peut être décrit par une cinématique tridimensionnelle (3D) très complexe. En dépit de la nature 3D de cette articulation, les méthodes actuelles pour l'évaluation clinique de la stabilité du genou consistent en des tests unidirectionnels. Jusqu'à ce jour, aucun instrument de mesure n'a répondu aux exigences d'objectivité et de fiabilité requises pour évaluer précisément la cinématique 3D du genou. La mise au point d'une technologie visant l'évaluation quantitative de la cinématique 3D s'avère donc nécessaire afin de mieux comprendre les mouvements normaux et anormaux du genou et ultérieurement de développer une technologie liée au diagnostic. L'objectif de cette étude consiste à définir des paramètres cinématiques représentatifs de la cinématique 3D de genoux normaux à l'aide de deux méthodes mathématiques, la définition gyroscopique des angles d'Euler et les axes hélicoïdaux.

L'analyseur 3D du genou est principalement composé d'instrumentation périphérique permettant d'enregistrer la position en temps réel de la géométrie osseuse via des capteurs magnétiques fixés de façon non-invasive sur un système d'attache biomécanique. Une interface graphique permet simultanément d'observer la géométrie osseuse personnalisée et le mouvement du genou. L'analyse cinématique est basée sur deux systèmes de coordonnées articulaires qui ont été relevés dans la littérature à savoir, la définition gyroscopique des angles d'Euler (système de l'axe flottant) et la description hélicoïdale du mouvement. L'algorithme cinématique convertit l'enregistrement du mouvement en des paramètres cinématiques qui décrivent le mouvement du tibia par rapport au fémur. De façon à déterminer la reproductibilité intra-sujets de ces paramètres cinématiques, une procédure clinique a été entreprise in-vivo sur 16 joueurs de volley-ball (9 hommes et 7 femmes) qui présentaient un genou normal et dont l'âge moyen est de 28.2 ans (18-41 ans). Les paramètres cinématiques ont été calculés pour deux situations : 10 mouvements de l'extension jusqu'à approximativement 80 degrés de flexion et 10 mouvements de la flexion vers l'extension complète.

Les rotations tibiales (adduction / abduction, interne / externe) et les cosinus directeurs associés à l'orientation de l'axe hélicoïdal ont été graphiquement exprimés en fonction de l'angle de flexion du genou. En ce qui a trait à la description anatomique du mouvement, les paramètres cinématiques obtenus présentent une bonne reproductibilité intra-sujets. Toutefois, les paramètres cinématiques obtenus ne peuvent pas être interprétés cliniquement ni considérés pour ce qui est de la reproductibilité inter-sujets. En effet, la technique utilisée pour le calibrage et la définition des axes de rotation anatomique du genou n'est pas optimale de sorte que les paramètres ont été définis dans un système de coordonnées articulaires qui n'est pas anatomiquement localisé de façon précise. Les paramètres sont très sensibles à la définition des axes et sont de ce fait potentiellement erronés. Les paramètres hélicoïdaux (cosinus directeurs) sont moins reproductibles que les paramètres anatomiques. Ceci est probablement dû au fait que les données associées au mouvement sont très sensibles au bruit et que le mouvement à l'étude est un mouvement actif. En effet, la représentation hélicoïdale du mouvement est très susceptible à de petits changements de trajectoire du mouvement. Étant donné cette considération, les paramètres hélicoïdaux sont différents puisque les mouvements effectués sont différents. En considérant ces observations, les paramètres cinématiques évalués dans le cadre de ce projet constituent des paramètres de référence potentiels auxquels des sujets sains peuvent être associés et une condition pathologique potentiellement détectée.

L'analyseur 3D du genou s'avère non seulement une méthode objective d'analyse qui permettrait au clinicien de mieux comprendre le mouvement articulaire du genou mais aussi une source d'informations fondamentales requises pour les applications au niveau de la conception d'orthèses et de prothèses adaptées à la fonction articulaire, du diagnostic et de la planification d'un traitement ou d'une chirurgie.

ABSTRACT

The knee joint is a three-dimensional (3D) mechanism whose movement can be described by a complex kinematics. Despite the 3D nature of this mechanism, present clinical evaluation of knee stability consists of uni-directional testings. Up to date, no instrument has fully responded to the objectivity and reliability standards required to evaluate the knee movement. A quantitative 3D kinematic evaluation system is therefore necessary in order to better understand both normal and pathological knee motion and to further develop a diagnostic technology. The objective of this study consists of comparing the clinical relevance of two methods (gyroscopic definition of Euler angles and helical axis) used to interpret quantitative 3D kinematics of normal knees.

The 3D knee analyzer is primarily composed of peripheral instrumentation recording the real-time spatial position of the underlying bones via magnetic sensors attached non-invasively onto a biomechanical attachment system. A graphical interface, consisting of software, allows the clinician to visualize the underlying bone geometry and movement. The kinematic analysis is based on joint coordinate system that has been adopted from classical dynamics to help describe the knee movement namely, the floating axis method and the helical description of motion. Software converts the position measurements into kinematic parameters that describe the motion of the tibia with respect to the femur. In order to determine the reproducibility of the kinematic parameters, a clinical procedure validation was undertaken in-vivo on 16 healthy volleyball players with normal knees (9 men and 7 women) with a mean age of 28.2 years (18-41 years). Kinematic parameters were computed for two different situations: 10 movements from extension to approximately 80 degrees of flexion and 10 movements from flexion to extension.

The tibial rotations (adduction/abduction, internal/external) and the direction cosines of the helical axis were plotted as a function of the degree of knee flexion. As regards the anatomical description of motion, movement parameters (adduction/abduction and tibial rotation) appear to be reproducible within each subject. However, kinematic parameters obtained from this study cannot be interpreted clinically nor compared between subjects. Indeed, due to the non-optimal technique used for calibration and rotation axis definition, motion parameters were defined in a coordinate system that was not anatomically defined. Motion parameters influenced by this axis definition are thus error prone. Helical parameters appear to be less reproducible than the anatomical parameters. This is probably due to the fact that the movement data are sensitive to noise artifacts and that the movement under study is an active movement. Indeed, the helical axis representation is susceptible to small changes in the motion pathway. As a result, widely differing axes pattern have been reported for knee joint motion. Thereby, with these considerations in mind, kinematic parameters could provide a clinical means by which the joint motion in a number of different living subjects can be compared and possible pathological conditions detected.

Investigating the 3D knee kinematics with this new technology will definitely improve the understanding of joint motion and have significant clinical importance in applications such as the design and objective evaluation of knee prosthesis or orthosis and the diagnosis and surgical treatment of knee ligament injuries.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	iv
RÉSUMÉ.....	v
ABSTRACT.....	vii
TABLE DES MATIÈRES.....	ix
LISTE DES TABLEAUX.....	xiii
LISTES DES FIGURES.....	xiv
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xvi
LISTE DES ANNEXES.....	xvii
 I. INTRODUCTION.....	 1
 II. REVUE DE LITTÉRATURE.....	 2
 2.1 ANATOMIE FONCTIONNELLE DU GENOU.....	 2
2.1.1 Articulations du genou - bases anatomiques.....	3
2.1.2 Structure osseuse.....	3
2.1.3 Ménisques.....	5
2.1.4 Ligaments.....	5
2.1.4.1 Ligaments croisés.....	6
2.1.4.2 Ligaments collatéraux.....	7
2.1.5 Stabilisateurs musculotendineux.....	8
 2.2 CARACTÉRISTIQUES BIOMÉCANIQUES DU GENOU.....	 10
2.2.1 Biomécanique du mouvement.....	10
2.2.1.1 Mécanique articulaire.....	11
2.2.1.2 Physiologie du pivot central.....	14
2.2.2 Cinématique du genou.....	16

2.3	CONCEPT DE STABILITÉ CLINIQUE.....	18
2.3.1	Stabilité passive du genou.....	18
2.3.2	Facteurs de la stabilité passive.....	19
2.3.2.1	Ligaments croisés.....	20
2.3.2.2	Ligaments collatéraux.....	21
2.3.2.3	Ménisques.....	22
2.3.3	Stabilité active du genou.....	22
2.3.4	Concepts d'instabilité et de laxité articulaire.....	23
2.3.4.1	Laxité.....	23
2.3.4.2	Instabilité.....	24
2.4	ÉVALUATION CLINIQUE DES PATHOLOGIES DU GENOU.....	25
2.4.1	Examens manuels.....	25
2.4.2	Examens complémentaires - tests manuels instrumentés.....	28
2.4.3	Problématique.....	31
2.5	ÉVALUATION DE LA CINÉMATIQUE DU GENOU.....	32
2.5.1	Méthodes d'acquisition du mouvement.....	32
2.5.2	Principe cinématique - interprétation mathématique du mouvement.....	34
2.5.2.1	Approche anatomique.....	35
2.5.2.2	Approche mécanique.....	37
2.5.3	Problématique.....	37
III.	OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES DE TRAVAIL.....	39
3.1	OBJECTIFS.....	39
3.2	HYPOTHÈSES DE TRAVAIL.....	41

IV. MÉTHODOLOGIE.....	42
4.1 DÉVELOPPEMENT ET IMPLANTATION INFORMATIQUE.....	42
4.1.1 Description de l'analyseur du genou.....	42
4.1.2 Implantation des principes cinématiques - présentation de la théorie..	47
4.1.2.1 Le système de l'axe flottant.....	51
4.1.2.2 Les axes hélicoïdaux.....	54
4.2 VALIDATION DES PRINCIPES CINÉMATIQUES.....	58
4.2.1 Validation expérimentale.....	58
4.2.2 Validation clinique.....	60
4.2.2.1 Population.....	60
4.2.2.2 Protocole d'acquisition.....	60
1) Vérification de la qualité de l'environnement.....	61
2) Préparation du sujet.....	61
3) Enregistrement de la cinématique.....	63
4.2.2.3 Procédures analytiques.....	63
V. RÉSULTATS.....	65
5.1 DÉVELOPPEMENT ET IMPLANTATION INFORMATIQUE.....	65
5.2 VALIDATION.....	67
5.2.1 Validation expérimentale.....	67
5.2.2 Validation clinique.....	73
5.2.2.1 Définition gyroscopique des angles d'Euler.....	73
1) Adduction / abduction.....	74
2) Rotations tibiales interne et externe.....	86
5.2.2.2 Description hélicoïdale du mouvement.....	99

VI. DISCUSSION.....	108
6.1 VALIDATION EXPÉRIMENTALE.....	108
6.2 VALIDATION CLINIQUE.....	109
6.2.1 Définition gyroscopique des angles d'Euler.....	110
6.2.2 Description hélicoïdale du mouvement.....	113
VII. CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS.....	117
LISTE DE RÉFÉRENCES.....	119
ANNEXES.....	125

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 Rôles primaires et secondaires des principaux ligaments.....	19
Tableau 2.2 Quelques examens manuels utilisés en clinique.....	26
Tableau 5.1 Erreurs absolues et relatives associées aux algorithmes cinématiques retenus.....	68
Tableau 5.2 Erreurs associées à l'orientation de l'axe pour des incréments de 10°.....	69
Tableau 5.3 Erreurs associées à l'orientation de l'axe pour des incréments de 5°.....	70
Tableau 5.4 Erreurs associées à l'orientation de l'axe pour des incréments de 2°.....	71
Tableau 5.5 Résumé des erreurs associées à l'orientation de l'axe hélicoïdal.....	72
Tableau 5.6 Coefficients de détermination des mouvements d'abduction / adduction.....	74
Tableau 5.7 Caractéristiques d'un mouvement d'abduction (extension → flexion).....	78
Tableau 5.8 Caractéristiques d'un mouvement d'adduction (flexion → extension).....	82
Tableau 5.9 Coefficients ajustés de corrélation multiple d'adduction / abduction.....	85
Tableau 5.10 Coefficients de détermination des mouvements de rotation tibiale.....	86
Tableau 5.11 Caractéristiques de la rotation tibiale (extension → flexion).....	90
Tableau 5.12 Caractéristiques de la rotation tibiale (flexion → extension).....	95
Tableau 5.13 Coefficients ajustés de corrélation multiple pour la rotation tibiale.....	98
Tableau 5.14 Coefficients de détermination des cosinus directeurs de l'axe hélicoïdal.....	100

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 Anatomie fonctionnelle du genou.....	2
Figure 2.2 Structures osseuses de l'articulation du genou.....	4
Figure 2.3 Principaux ligaments du genou.....	6
Figure 2.4 Zone d'insertion des ligaments croisés.....	7
Figure 2.5 Principaux muscles extenseurs et fléchisseurs.....	8
Figure 2.6 Mécanismes élémentaires de la mécanique articulaire.....	12
Figure 2.7 Mécanisme de rotation automatique.....	13
Figure 2.8 Cinématique du genou – 6 degrés de liberté.....	16
Figure 2.9 Arthromètre KT-1000.....	29
Figure 2.10 a) Knee laxity tester b) CA-4000.....	30
Figure 2.11 Genucom Knee Analysis System.....	31
Figure 4.1 Instrumentation périphérique de l'analyseur du genou.....	43
Figure 4.2 Représentation graphique du système d'acquisition.....	45
Figure 4.3 Analyseur du genou – module cinématique.....	46
Figure 4.4 Représentation générale de la position du fémur et du tibia dans l'espace.....	48
Figure 4.5 Déplacement relatif du tibia par rapport au fémur.....	50
Figure 4.6 Définition gyroscopique des angles d'Euler.....	51
Figure 4.7 Système de l'axe flottant.....	52
Figure 4.8 Description hélicoïdale du mouvement.....	55
Figure 4.9 Description des paramètres hélicoïdaux.....	56
Figure 4.10 Simulation informatique d'un mouvement du genou.....	59
Figure 5.1 Organigramme de l'implantation informatique.....	66
Figure 5.2 Cas typique d'un mouvement d'abduction (sujet 15).....	75
Figure 5.3 Cas typique d'un mouvement d'abduction (sujet 11).....	76
Figure 5.4 Cas typique d'un mouvement d'adduction (sujet 15).....	79
Figure 5.5 Cas typique d'un mouvement d'adduction (sujet 11).....	80
Figure 5.6 Données lissées associées à un mouvement d'abduction (sujet 15).....	83
Figure 5.7 Données lissées associées à un mouvement d'abduction (sujet 11).....	84

Figure 5.8 Cas typique d'un mouvement de rotation tibiale interne (sujet 15).....	87
Figure 5.9 Cas typique d'un mouvement de rotation tibiale interne (sujet 11).....	88
Figure 5.10 Cas typique d'un mouvement de rotation tibiale externe (sujet 15).....	92
Figure 5.11 Cas typique d'un mouvement de rotation tibiale externe (sujet 11).....	93
Figure 5.12 Données lissées associées à une rotation tibiale externe (sujet 15).....	96
Figure 5.13 Données lissées associées à une rotation tibiale externe (sujet 11).....	97
Figure 5.14 Signification graphique des cosinus directeurs d'une droite.....	99
Figure 5.15 Orientation de l'axe ($\cos x$) a) données brutes b) données filtrées.....	101
Figure 5.16 Orientation de l'axe ($\cos y$) a) données brutes b) données filtrées.....	102
Figure 5.17 Orientation de l'axe ($\cos z$) a) données brutes b) données filtrées.....	104
Figure 5.18 Orientation de l'axe hélicoïdal – données brutes.....	106
Figure 5.19 Orientation de l'axe hélicoïdal – données filtrées.....	107
Figure I.1 Système de l'axe flottant.....	126
Figure II.1 Description de l'axe hélicoïdal.....	130

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Deux dimensions
3D	Tridimensionnel (trois dimensions)
α	Angle de flexion / extension
β	Angle d'adduction / abduction
γ	Rotation tibiale interne / externe
ϕ	Rotation hélicoïdale
[A]	Matrice de déplacement
CCL	Complexe collatéral latéral
CCM	Complexe collatéral médial
CPL	Complexe postérieur latéral
E	Erreur
LCA	Ligament croisé antérieur
LCL	Ligament collatéral latéral
LCM	Ligament collatéral médial
LCP	Ligament croisé postérieur
$[M_f]$ et $[M_t]$	Matrice fémorale et matrice tibiale
[P]	Matrice de passage
$p(p_x, p_y, p_z)$	Vecteur permettant de localiser l'origine d'un système d'axes
$r\{t\}_f$ et $r\{t\}_m$	Vecteur position au temps t défini dans les repères fixe et mobile
[R]	Matrice de rotation
R^2	Coefficient de détermination
R_a	Coefficient ajusté de corrélation multiple
$s(s_x, s_y, s_z)$	Coordonnées d'un point appartenant à l'axe hélicoïdal
t	Translation hélicoïdale
$u(u_x, u_y, u_z)$	Cosinus directeurs de l'axe hélicoïdal
(x, y, z)	Coordonnées d'un point dans l'espace

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE I - Algorithme cinématique associé au système de l'axe flottant.....	125
ANNEXE II - Algorithmes associés à la description hélicoïdale du mouvement.....	129
ANNEXE III - Mouvement d'adduction / abduction : données brutes et données lissées..	140
ANNEXE IV - Mouvement de rotations tibiales : données brutes et données lissées.....	173
ANNEXE V - Description hélicoïdale du mouvement – cosinus directeurs.....	206

I. INTRODUCTION

Le genou est une des articulations les plus sollicitées lors de déplacements et particulièrement dans les activités sportives ; il doit assurer une stabilité parfaite du membre inférieur. Toutefois le genou est un mécanisme tridimensionnel complexe et fragile dont la fréquence des blessures est très élevée surtout chez les sportifs. À long terme un état pathologique mal diagnostiqué ou non décelé peut dégénérer et induire une détérioration ostéoarthritique qui affecte la performance du genou.

En dépit de la nature tridimensionnelle de cette articulation, les méthodes actuelles pour l'évaluation clinique de la stabilité du genou consistent en des tests unidirectionnels pour la plupart qualitatifs et basés sur des techniques souvent empiriques et non complètement validées scientifiquement. En effet, jusqu'à ce jour, aucun instrument de mesure disponible en clinique n'a répondu pleinement aux exigences d'objectivité et de fiabilité requises pour évaluer précisément les paramètres de la cinématique et la stabilité du genou en trois dimensions. Près de 90 000 blessures ligamentaires sont recensées par année chez les jeunes américains (Wojtys, 1994). Par conséquent, la définition d'indices tridimensionnels est essentielle pour comprendre les mouvements normaux et anormaux du genou, poser un diagnostic précis, prévoir un traitement adéquat et en faire une évaluation fiable, reproductible et précise.

Ce projet est consacré à la définition des paramètres cliniques représentatifs de la cinématique tridimensionnelle de genoux normaux. Il rassemble les connaissances de base nécessaires à la compréhension de la biomécanique des mouvements normaux et pathologiques du genou et à l'analyse de ceux-ci dans l'optique de développer une technologie liée au diagnostic.

II. REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 ANATOMIE FONCTIONNELLE DU GENOU

Sur le plan anatomique, le genou est un complexe articulaire comprenant un nombre important de structures solidaires qui contribuent de façon active et passive à la fonction articulaire (figure 2.1). Pour analyser les mécanismes sous-jacents aux mouvements normaux du genou et aux blessures qui y sont associées, il importe de bien connaître la morphologie et les propriétés des éléments anatomiques impliqués lors d'un mouvement.

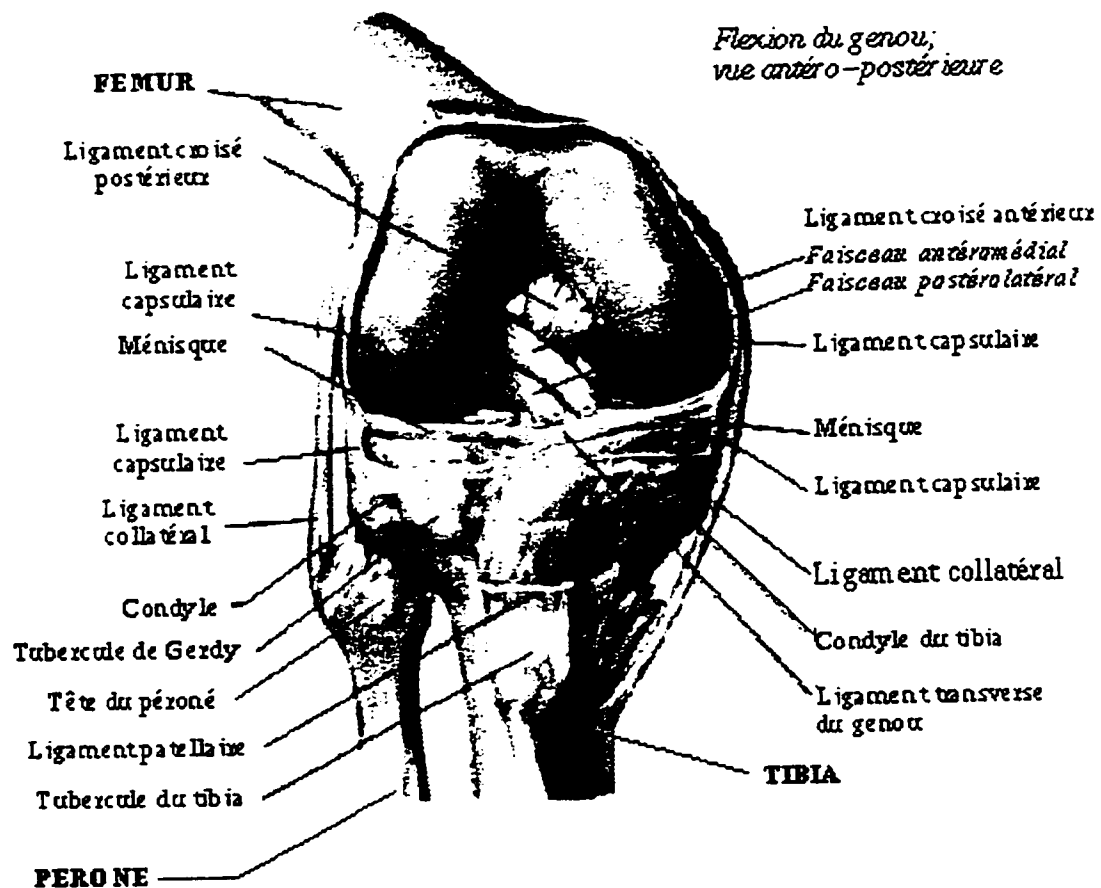


Figure 2.1 - Anatomie fonctionnelle du genou (Source : Zeman, 1997)

2.1.1 Articulation du genou - bases anatomiques

L'articulation du genou est définitivement la plus complexe de toutes les articulations. Elle se compose de trois articulations malgré son unique cavité articulaire. L'articulation fémoro-rotulienne est localisée entre la rotule (absente sur la figure 2.1) et la partie inférieure du fémur. Les articulations tibio-fémorales interne (médiale) et externe (latérale) sont situées entre les condyles du fémur, les ménisques et les condyles du tibia, respectivement des côtés interne et externe (Marieb & Laurendeau, 1993; Tortora, Grabowski & Parent, 1994). Les mouvements normaux du genou reposent sur l'intégrité du fonctionnement de ces trois articulations. Un mouvement anormal ou encore une instabilité laisse supposer qu'une pathologie quelconque affecte une de ces articulations.

En ce qui concerne ce projet, nous allons considérer seulement les articulations tibio-fémorales interne et externe. Ces articulations forment une unité fonctionnelle et permettent les mouvements de flexion et d'extension dans un plan sagittal et un peu de rotation dans les plans transverse et frontal. Les translations articulaires sont généralement très faibles et souvent ignorées étant donné l'absence de méthodes disponibles pour les évaluer.

2.1.2 Structure osseuse

Les articulations tibio-fémorales du genou se composent de deux os : le fémur et le tibia (Pratt, 1991). L'extrémité distale du fémur s'évase formant deux condyles séparés postérieurement par une cavité intercondylienne. Ces condyles se confondent antérieurement formant un sillon concave, ce qui procure une surface articulaire pour la rotule. D'un point de vue fonctionnel, les condyles fémoraux se caractérisent par une asymétrie tridimensionnelle qui est déterminante pour la biomécanique articulaire.

En projection frontale, les condyles sont convexes et le condyle latéral est plus loin de la surface tibiale que le condyle médial (figure 2.2a). Rosenberg & Mikosz (1991) rapportent une étude effectuée par Nordin et Frankel dans laquelle ces auteurs affirment que cette différence est de l'ordre de 1.7 cm chez un genou adulte normal.

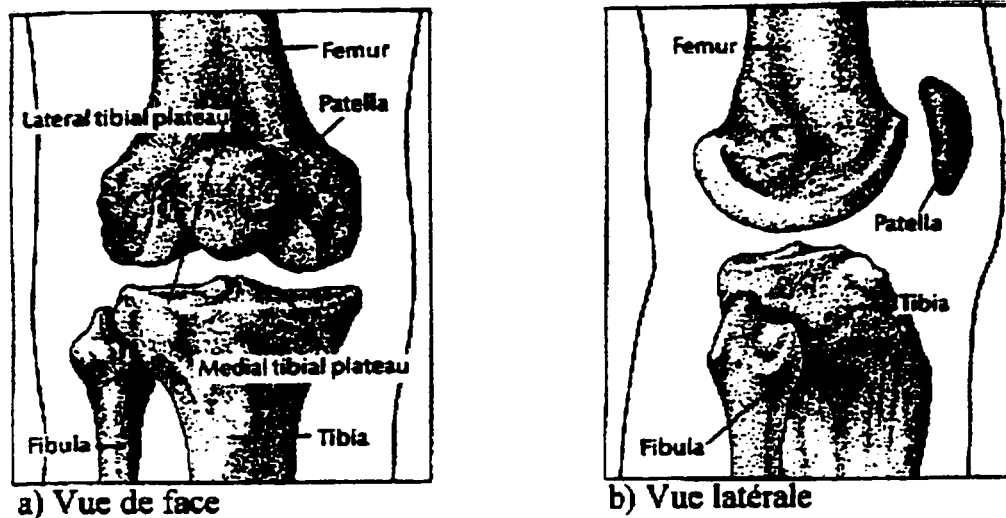


Figure 2.2 - Structures osseuses de l'articulation du genou (Source : Engle, 1991)

En projection latérale, le condyle médial est plus divergent que le condyle latéral et a un plus petit rayon de courbure (figure 2.2b). Dans le plan horizontal, le condyle médial est rectiligne, alors que le condyle latéral présente une courbure à concavité interne (Fowler & Lubliner, 1995; Karger, 1993).

L'extrémité proximale du tibia se divise en deux plateaux (latéral et médial) séparés par une éminence intercondylienne (figure 2.2a). Ces plateaux sont également très différents entre eux ce qui procure une surface articulaire adaptée pour les condyles fémoraux (Castaing & Burdin, 1975; Fowler, 1995). Du côté médial, le plateau est long et concave, bien réceptif pour le condyle fémoral, ce qui procure une grande stabilité.

Le plateau latéral, plus petit, est légèrement convexe et étalé en largeur, donc peu congruent avec la surface condylienne du fémur, ce qui permet une certaine flexibilité à l'articulation (Karger, 1993). La surface de contact du plateau médial est approximativement 50% plus grande que le plateau latéral (Fowler & Lubliner, 1995).

2.1.3 Ménisques

Au point de vue anatomique, les surfaces articulaires du tibia et du fémur présentent une structure asymétrique significativement améliorée par la présence de ménisques (Pratt, 1991). Ces ménisques, situés entre les condyles du fémur et du tibia, sont constitués de deux disques circulaires de fibrocartilage qui rendent les surfaces articulaires du tibia plus profondes. La congruence avec un plateau tibial convexe dans le plan sagittal est assurée par un ménisque épais et particulièrement mobile tandis que la congruence avec le plateau tibial concave se fait avec l'aide d'un ménisque peu mobile (Karger, 1993). Les ménisques sont unis par le ligament transverse et s'attachent à la tête du tibia par les ligaments coronaires. Ils ne sont attachés que par les bords extérieurs et sont, par conséquent, souvent déchirés (Tortora, Grabowski & Parent, 1994).

2.1.4 Ligaments

Parmi tous les ligaments qui entourent l'articulation du genou, seulement quatre d'entre eux sont principalement responsables de la biomécanique articulaire du genou. Les ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP) et les ligaments collatéraux médial (LCM) et latéral (LCL) jouent un rôle important dans la stabilisation et le renforcement de l'articulation du genou. Ces ligaments sont illustrés sur la figure 2.3.

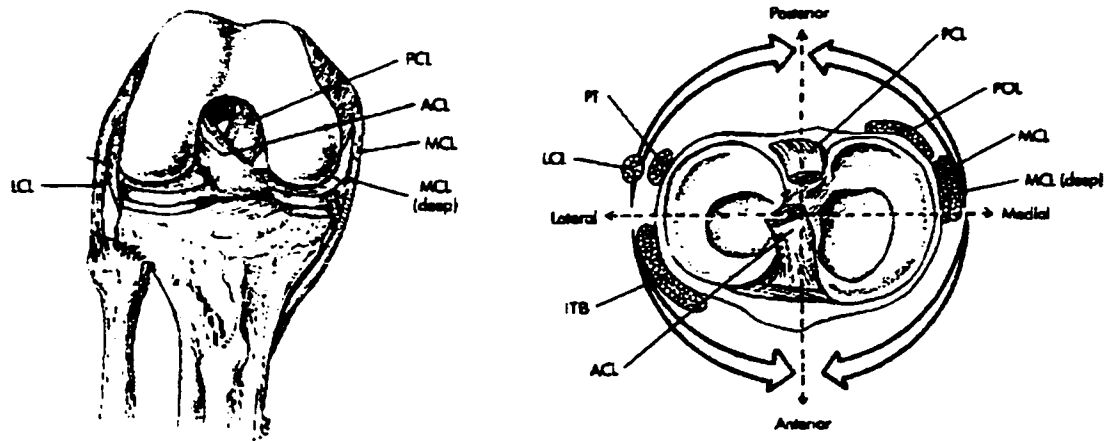


Figure 2.3 - Principaux ligaments du genou (Source : Arendt, 1995)

2.1.4.1 Ligaments croisés

Les ligaments croisés antérieur et postérieur sont dits ligaments croisés parce qu'ils forment un X dans la cavité intercondylienne du fémur et tirent leur nom de leur point d'attache sur le tibia. Au point de vue fonctionnel, ces ligaments sont considérés comme un arrangement de fibres de différentes longueurs lesquelles sont tour à tour tendues tout au long de l'amplitude des mouvements (Gal, 1992).

Le LCA est attaché dans la région antéro-médiale de l'aire intercondylienne du tibia et monte obliquement pour s'attacher à la face médiale du condyle latéral du fémur. Les points d'attachement et l'orientation des fibres du LCP sont à l'inverse de ceux du LCA. Le LCP est attaché à l'aire intercondylienne postérieure du tibia et se dirige vers le haut et vers l'avant pour s'attacher sur la surface latérale du condyle médial du fémur (Marieb & Laurendeau, 1993; Pratt, 1991; Tortora, Grabowski & Parent, 1994). Le LCP est plus petit que le LCA mais s'élargit considérablement à l'extrémité fémorale de sorte qu'il est plus puissant. Les zones d'insertion fémorale et tibiale des ligaments croisés sont identifiées sur la figure 2.4.

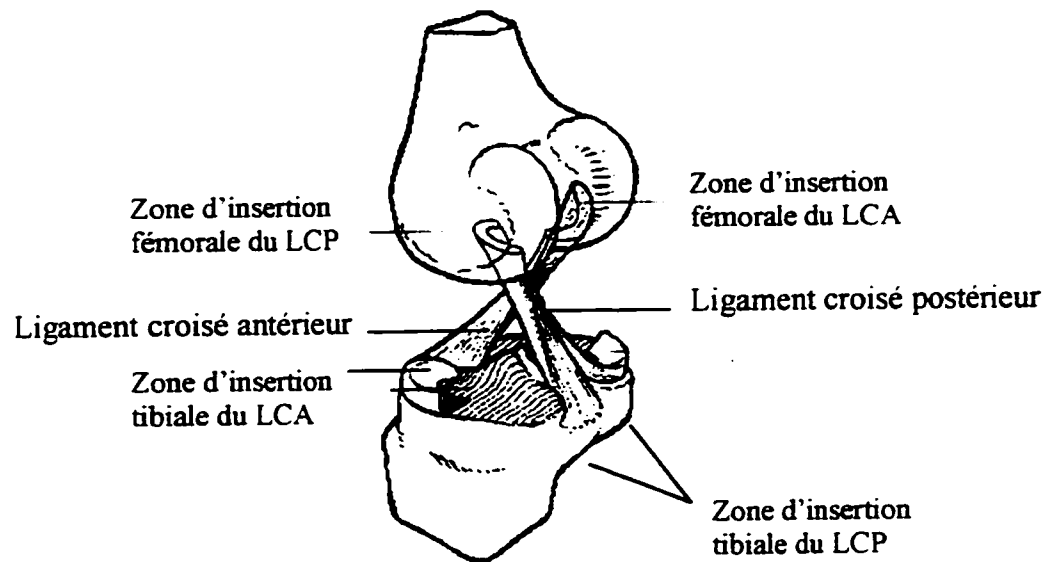


Figure 2.4 - Zone d'insertion des ligaments croisés (Source : Gal, 1992)

2.1.4.2 Ligaments collatéraux

Les ligaments collatéraux médial et latéral sont les principaux ligaments responsables de supporter respectivement les portions médiale et latérale du genou (Marieb & Laurendeau, 1993; Tortora, Grabowski & Parent, 1994).

Le LCL est arrondi et plutôt puissant. Il est tendu de l'épicondyle latéral du fémur jusqu'à la tête du péroné sans toutefois être attaché au ménisque. Pour sa part, le LCM est aplati et large. Il est attaché à l'épicondyle médial du fémur et au condyle médial du tibia. Ce ligament peut être considéré en deux portions distinctes : une portion superficielle et une portion profonde (ligament capsulaire). Cette dernière portion est soudée au ménisque médial de l'articulation du genou. Bien qu'elles forment un tout en contribuant à une fonction similaire, ces deux portions doivent être considérées comme des structures anatomiques différentes. Elles peuvent subir une rupture à différents niveaux de chargement (Pratt, 1991).

2.1.5 Stabilisateurs musculotendineux

Les structures osseuses et ligamentaires ne peuvent, sans l'action des muscles et des tendons, assurer un niveau de stabilité acceptable. La capsule du genou est considérablement renforcée par les tendons. Par contre, ce sont les muscles associés à l'articulation qui sont les principaux facteurs de stabilité : plus leur force et leur tonus sont élevés, moins les risques de blessure au genou sont importants.

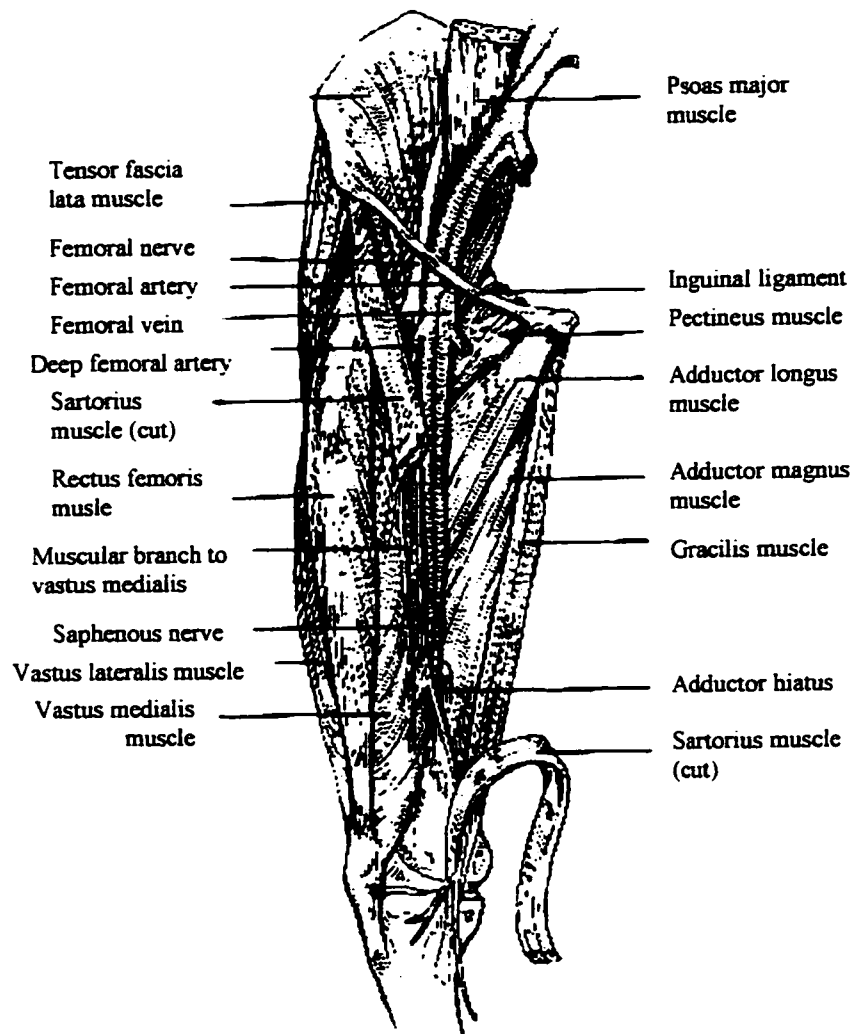


Figure 2.5 - Principaux muscles extenseurs et fléchisseurs (Source : Pratt. 1991)

L'action de l'appareil extenseur est coordonnée à celle des muscles fléchisseurs (Castaing & Burdin, 1975; Fowler, 1995; Pratt, 1991). Les principaux muscles extenseur et fléchisseurs sont illustrés sur la figure 2.5. Les «quadriceps» sont les muscles responsables de l'extension du genou. Ils comprennent le muscle rectus femoris, le muscle vastus lateralis, le muscle vastus medialis et le muscle vastus intermedius.

Les muscles associés à la flexion du genou sont nombreux mais de puissance très inégale. Les muscles fléchisseurs plus faibles sont constitués du sartorius, du gracilis, du gastrocnemius et du popliteus. Les plus puissants correspondent principalement aux ischio-jambiers composés du semimembranosus et des biceps femoris. Ces derniers muscles sont également responsables de la rotation tibiale lorsque le genou est fléchi. Le muscle popliteus est également responsable du «screw-home mechanism» que nous détaillerons dans la section 2.2.

2.2 CARACTÉRISTIQUES BIOMÉCANIQUES DU GENOU

Karger (1993) présente une définition du genou qui tient en compte l'anatomie fonctionnelle du genou et les caractéristiques biomécaniques qui y sont associées :

« Le genou est une articulation très complexe qui doit concilier des impératifs à première vue contradictoires de stabilité et de mobilité. Cette articulation, à la fois volumineuse et très superficielle, animée par des muscles à bras de levier courts, est un système mécaniquement fragile et vulnérable, en permanence confronté à une instabilité potentielle par l'absence d'emboîtement de ses surfaces articulaires. »

En effet, puisque la structure osseuse n'assure que très peu de stabilité à l'articulation, ce sont les tissus mous (ligaments, tendons et muscles) entourant les os qui jouent un rôle primordial dans la fonction articulaire. Dans ce chapitre sont évoquées la biomécanique du mouvement, à savoir la mécanique articulaire et la physiologie du pivot central, et la cinématique articulaire du genou.

2.2.1 Biomécanique du mouvement

L'articulation du genou est essentiellement une articulation de flexion / extension, possédant également un certain degré de rotation automatique, passive et active. Ce sont les caractéristiques biomécaniques du genou qui déterminent les différents mouvements relatifs présents entre les surfaces articulaires en réponse à des sollicitations externes. Ces caractéristiques influencent la contribution individuelle de chacun des éléments anatomiques de l'articulation du genou à la fonction articulaire.

2.2.1.1 Mécanique articulaire

La stabilité et la mobilité de l'articulation du genou dépendent de la congruence de ses surfaces articulaires, de l'intégrité des ligaments et de la contribution des muscles. Or, bien qu'elles soient considérablement améliorées par la présence des ménisques, les surfaces articulaires du tibia et du fémur présentent des différences géométriques incompatibles. La surface articulaire du tibia est relativement plane tandis que le fémur présente une surface convexe (Cf. chapitre 2.1.2 Structures osseuses). Le compartiment latéral comporte une petite roue condylienne dont le rayon de courbure décroît régulièrement de l'extension vers la flexion. Le compartiment médial est constitué d'une grande roue condylienne dont le rayon de courbure reste constant de 0 à 60 degrés de flexion, puis décroît rapidement (Karger, 1993). Cette incongruence et l'absence d'emboîtement des surfaces articulaires qui en découle permettent toutefois de générer une mécanique articulaire complexe qui implique des séquences de mouvements combinés.

Dans la position qui supporte le poids corporel, le tibia est fixe et l'articulation est en extension complète ou en légère hyperextension. À cet instant, les principaux ligaments sont tordus et tendus et les ménisques sont comprimés. Ces structures empêchent fermement les mouvements latéraux et la rotation, ce qui contribue à augmenter la stabilité de l'articulation du genou. Les ligaments doivent se détordre pour que le mouvement puisse se produire. Afin d'accroître l'amplitude articulaire, le mouvement est la résultante de mécanismes élémentaires. Il combine des phénomènes de roulement et/ou de glissement selon l'amplitude du mouvement et un certain degré de rotation. Afin de démontrer les implications physiques que ces mécanismes ont sur le mouvement de flexion / extension, ces mécanismes sont schématisés à la figure 2.6. Ces mécanismes illustrent bien que le mouvement du genou, bien que d'apparence très simple, soit plutôt complexe.

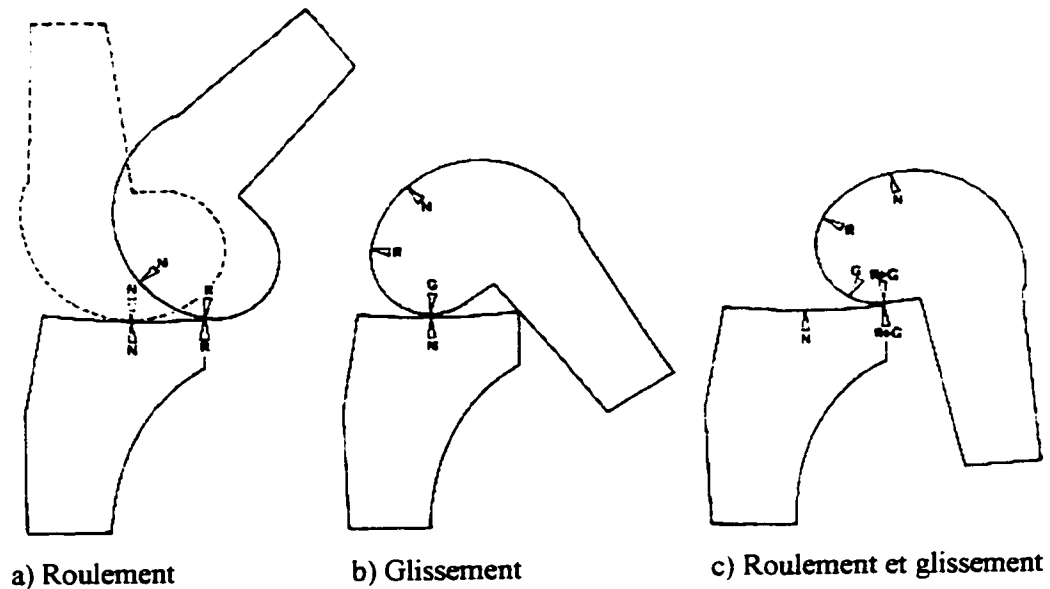


Figure 2.6 Mécanismes élémentaires de la mécanique articulaire (Source : Arendt, 1995)

Ces mécanismes assurent que les surfaces articulaires du tibia et du fémur seront toujours en contact lors des mouvements (Rosenberg & Mikosz, 1991). Lors d'un roulement pur (figure 2.6a), la surface de contact des deux surfaces articulaires se déplace simultanément de sorte que le point de contact correspond à un centre instantané de mouvement. Dans cette hypothèse, la longueur de la surface articulaire du fémur étant plus grande que la longueur de la surface articulaire du tibia, un tel mécanisme ne permettrait qu'une faible amplitude de mouvement. En cas de glissement, tous les points de la surface articulaire du fémur entrent successivement en contact avec un seul et unique point situé sur la surface tibiale. Ce type de mouvement ne peut exister seul puisque la flexion serait précocement limitée par le contact du fémur sur le tibia tel qu'illustré sur la figure 2.6b. En considérant l'anatomie du genou et l'amplitude de mouvement permise, un mouvement normal implique une combinaison de ces mécanismes élémentaires (figure 2.6c).

À ces mécanismes élémentaires s'ajoute un certain degré de rotation automatique (Rosenberg & Mikosz, 1991). Lors des premiers degrés de flexion, le fémur est contraint de subir une rotation externe par rapport au tibia ce qui permet au genou d'amorcer son mouvement. Inversement, puisque la surface articulaire du condyle médial du fémur est plus large que le condyle latéral, la portion latérale atteint l'état d'extension complète en premier. De ce fait, l'extension complète est obtenue suite à la rotation interne du fémur par rapport au tibia. Ce mécanisme, connu sous «screw-home mechanism», procure plus de stabilité au genou en tout temps (figure 2.7). Tel que mentionné par Karger (1993) : « la finalité de cette rotation automatique peut être interprétée comme un recentrage dynamique du genou en flexion et en extension ».

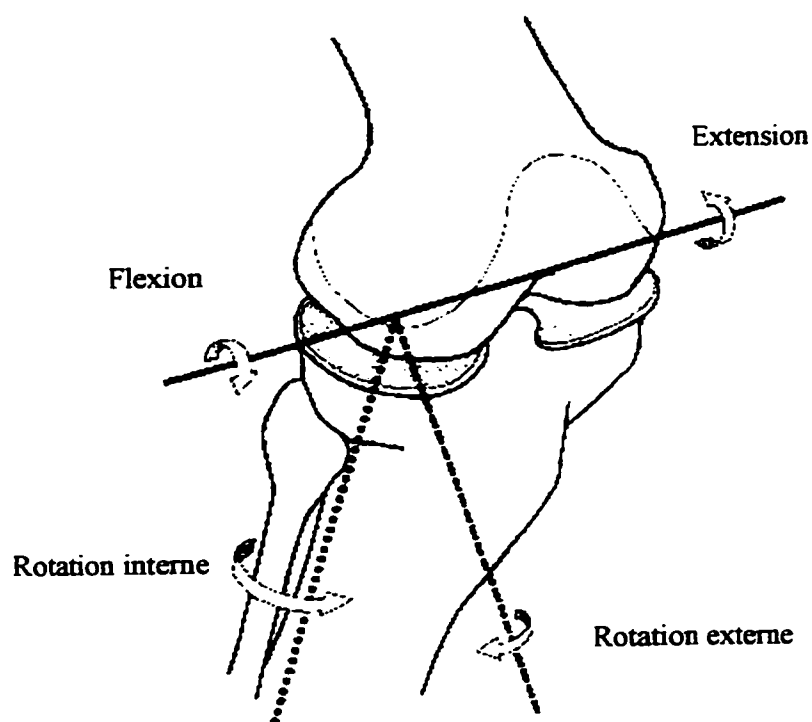


Figure 2.7 Mécanisme de rotation automatique (Source : Arendt, 1995)

Le rapport de glissement et de roulement n'est pas constant tout au long de l'amplitude du mouvement de flexion. Il varie en fonction de l'anatomie des surfaces articulaires et des contraintes imposées par le LCA et le LCP (Mansat, 1987; Rosenberg & Mikosz, 1991). De 0 à 25° de flexion, le mouvement résulte principalement des conséquences d'un roulement et d'une rotation externe. Le roulement effectué par le condyle externe est plus important que celui effectué par le condyle interne, ce qui explique que la rotation soit externe. Une flexion additionnelle est possible si les condyles du fémur effectuent un glissement dans une direction antérieure et simultanément, un roulement postérieur. Le glissement devient progressivement prédominant sur le roulement si bien qu'en fin de flexion, le condyle effectue exclusivement un glissement pur.

La situation opposée survient dans le cas d'un mouvement d'extension. Les condyles du fémur effectuent un roulement antérieur et simultanément un glissement dans une direction postérieure jusqu'à ce que le mouvement soit ralenti par la tension dans le LCA. Lors des derniers degrés du mouvement d'extension, les condyles du fémur effectuent principalement un roulement et une rotation interne sur le tibia, ce qui bloque l'articulation et la transforme en une structure rigide apte à supporter notre poids.

2.2.1.2 Physiologie du pivot central

Aux points de vue anatomique et fonctionnel, l'éminence médiale/latérale du tibia s'enfonce dans cette cavité intercondylienne du fémur, ce qui permet la rotation du tibia sur son axe. Le point de croisement des ligaments croisés est également situé dans l'échancrure intercondylienne du fémur. Par conséquent, cette région agit comme un centre articulaire et représente le pivot central du genou (Gal, 1992). Mécaniquement cette région correspond à l'entrecroisement des axes de flexion et de rotation du genou. Le pivot central détermine donc à lui seul la cinématique flexion – rotation. Il assure la répartition entre les phénomènes de glissement et de roulement.

Tel que mentionné précédemment, les ligaments croisés (LCA et LCP) jouent un rôle essentiel afin de générer les mécanismes de roulement et de glissement (Karger, 1993). Ils contribuent à prévenir le glissement de l'avant vers l'arrière des surfaces articulaires. Ils ont pour fonction première d'empêcher les mouvements non souhaités à l'articulation du genou. Ainsi, lors de la flexion, le ligament croisé antérieur est sollicité et retient le condyle, ce qui amène celui-ci à glisser vers l'avant tout en poursuivant son roulement postérieur. De même, lors de l'extension, le ligament croisé postérieur est responsable du glissement du condyle en arrière, associé à son roulement vers l'avant. Les ligaments collatéraux sont également essentiels pour prévenir toute rotation latérale ou médiale lorsque le genou est en extension. Les muscles agissent parallèlement afin de stabiliser l'articulation du genou et de mobiliser les segments articulaires.

En conclusion, les interactions entre tous les éléments actifs et passifs du genou aident à obtenir un équilibre entre les forces intrinsèques et extrinsèques nécessaires à la mobilité et à la stabilité fonctionnelle du genou. Leur influence est critique tel que le mentionne Gal (1992) :

« L'interdépendance de ces différents éléments confère au genou sa stabilité dynamique, mais explique aussi sa vulnérabilité, car la lésion d'une seule de ces pièces peut compromettre tout l'équilibre de l'articulation. »

2.2.2 Cinématique du genou

La cinématique est un concept de la mécanique qui étudie le mouvement articulaire sans considérer les forces qui génèrent le mouvement. Contrairement à d'autres articulations de type charnière à axe unique, la cinématique du genou est particulièrement complexe en raison de la multiplicité de ses centres de rotation. En fait, si les mouvements de flexion / extension constituent l'essentiel de la fonction du genou, ils sont toujours associés à des mouvements de rotation dans les autres plans (Castaing & Burdin, 1975; Tortora, Grabowski & Parent, 1994). La cinématique du genou résulte donc de mouvements tridimensionnels couplés pouvant être décrits en termes anatomiques au moyen de trois translations et de trois rotations (figure 2.8).

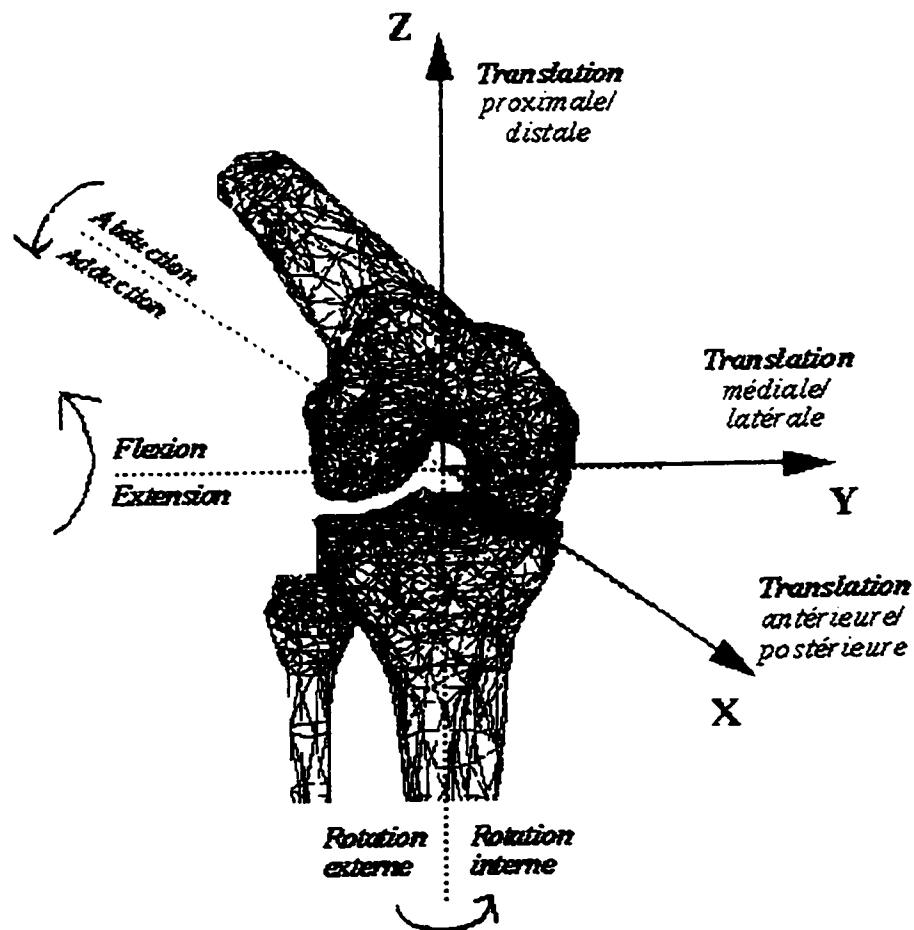


Figure 2.8 Cinématique du genou – 6 degrés de liberté

Les articulations tibio-fémorales autorisent les mouvements de flexion et d'extension qui se produisent autour de l'axe y (médio-latéral). Ces mouvements constituent le degré de liberté principal et contribuent d'une façon considérable à la fonction articulaire normale. L'extension est, par définition, la position de référence, celle dans laquelle le centre de la tête fémorale, les points de contact des condyles fémoraux sur les plateaux et le centre de l'extrémité distale du tibia sont alignés dans le plan sagittal. La flexion est le mouvement qui, à partir de l'extension, rapproche la face postérieure du mollet (tibia) de la face postérieure de la cuisse (fémur). Les déplacements le long de cet axe sont dits médio-latéraux.

Étant donné la structure osseuse de cette articulation, une certaine rotation est possible lorsque le genou est fléchi. Les rotations autour de l'axe x (antéro-postérieur) contribuent aux mouvements d'abduction (valgus) / adduction (varus) tandis que les translations sont dites dans une direction antéro-postérieure. En projection frontale, l'adduction est une déviation vers l'intérieur, c'est-à-dire un mouvement qui rapproche le tibia du plan médian du corps humain. L'abduction est une déviation vers l'extérieur, c'est-à-dire un mouvement qui écarte le tibia du plan médian du corps humain.

L'articulation du genou, destinée principalement à la flexion - extension dans le plan sagittal, possède un troisième degré de liberté, les rotations autour de l'axe z (proximo-distal). Ces rotations, volontaires actives ou automatiques passives, représentent les mouvements interne et externe du genou tandis que les translations peuvent être définies de façon proximale ou distale. Lors d'une rotation interne, le tibia effectue une rotation sur son axe longitudinal vers l'intérieur tandis que pour une rotation externe, le mouvement se dirige vers l'extérieur. L'amplitude de ces dernières rotations est variable mais correspond généralement à moins de 10 degrés, la valeur maximale étant atteinte à 90 degrés de flexion.

2.3 CONCEPT DE STABILITÉ CLINIQUE

La stabilité du genou résulte d'une bonne synergie neuro-musculo-ligamentaire. Elle est associée à la cinématique normale du genou qui résulte de l'action conjuguée d'un système capsulo-ligamentaire intact (stabilité passive) et d'un système musculaire puissant (stabilité active). Pour toutes les analyses reliées à l'évaluation de la cinématique du genou, il est important de comprendre les mécanismes de stabilisation passive et active du genou et les facteurs de sa stabilité passive. En ce qui a trait à l'application de ces notions biomécaniques à la pathologie du genou, les concepts d'instabilité et de laxité ligamentaire seront abordés.

2.3.1 Stabilité passive du genou

Le système ligamentaire du genou maintient en contact les deux surfaces articulaires incongruentes du fémur et du tibia. Ce système est composé d'un groupe central (ligaments croisés) et de l'appareil capsulo-ligamentaire périphérique (formations médiales, latérales et postérieures). Les ligaments croisés et collatéraux fonctionnent en couples synergiques ; leurs contributions sont déterminantes en ce qui concerne la stabilité passive et le renforcement de la fragile articulation du genou lors des mouvements de flexion et d'extension. La biomécanique articulaire qui en découle dépend en partie de ce système complexe et fragile qui doit concilier deux impératifs contradictoires : le mouvement et la stabilité. De ce point de vue, la stabilité ligamentaire n'est pas une fin en soi mais plutôt un prérequis afin de garantir l'intégrité de la fonction articulaire.

De façon générale, la stabilité passive du genou est optimale dans les conditions physiologiques normales. L'ensemble du système ligamentaire passif est contrôlé quel que soit le degré de flexion / extension et de rotation, avec cependant une hiérarchie fonctionnelle qui est liée aux conditions d'utilisation du genou (Mansat, 1987).

2.3.2 Facteurs de la stabilité passive

En ce qui concerne l'analyse clinique des pathologies ligamentaires, il est très important de considérer les fonctions spécifiques des ligaments et des ménisques en regard de la stabilité du genou lors d'un mouvement (Greenfeld, 1993; Strobel & Stedtfeld, 1990a). Les contraintes ligamentaires primaires ont pour fonction d'offrir une résistance à la presque totalité de la force externe appliquée dans une direction. Les ligaments dont le rôle est secondaire assurent une contribution moindre pour restreindre le mouvement en réponse à cette même charge; ils agissent à titre de protection supplémentaire pour l'articulation. En effet, lorsque l'intégrité des ligaments primaires est atteinte, ils doivent procurer un certain niveau de stabilité à l'articulation en limitant l'amplitude des mouvements. Dans une position donnée, les freins secondaires ne peuvent être rompus sans atteinte du frein primaire et ils constituent donc des barrières de défense successives et non simultanées où s'épuise progressivement la force appliquée par le traumatisme ou le mouvement forcé (Arendt, 1995; Smith, Livesay & Fu, 1995). Le tableau 2.1 présente les rôles primaires et secondaires des principaux ligaments. Il en ressort que la contribution des ligaments est déterminante en ce qui concerne la stabilité de l'articulation lors des mouvements de flexion et d'extension. De ce fait, pour poser un diagnostic objectif en regard de l'atteinte d'une structure ligamentaire précise, le clinicien se doit de compléter une série de tests selon différents plans de mouvement.

Tableau 2.1 Rôles primaires et secondaires des principaux ligaments

LIGAMENTS	STABILITÉ	RÔLES PRIMAIRES	RÔLES SECONDAIRES
Ligament croisé antérieur (LCA)	Antéro-postérieure	Déplacements antérieurs, médiaux	Rotations tibiales
Ligament croisé postérieur (LCP)	Postéro-antérieure	Déplacements postérieurs	Rotation tibiale externe
Ligament collatéral médial (LCM)	Transversale, rotatoire	Rotations internes, médiales et valgus	Mouvement tibial antérieur
Ligament collatéral latéral (LCL)	Transversale, rotatoire	Rotations externes, latérales et varus	Mouvements antérieurs et postérieurs du tibia

2.3.2.1 Ligaments croisés

Les ligaments croisés travaillent conjointement pour stabiliser le genou. Ces ligaments jouent un rôle important dans la biomécanique du mouvement, c'est-à-dire les roulements et les glissements (Cf. chapitre 2.2.1.2 Physiologie du pivot central).

Smith, Livesay & Fu (1995) rapportent des études démontrant que le LCA est le stabilisateur principal pour restreindre le mouvement de translation antérieure du tibia contribuant ainsi pour 80 à 85% de la résistance totale à ce mouvement. Par ailleurs, sa contribution est maximale à un angle de flexion de 30 degrés. Le LCA permet également de restreindre les déplacements médiaux du tibia lors d'une extension complète et à 30° de flexion du genou. Le rôle secondaire du LCA consiste à offrir une résistance à la rotation tibiale particulièrement lorsque le mouvement du genou tend vers l'extension complète. Il a été démontré que cette résistance est plus grande pour la rotation interne que pour la rotation externe du tibia (Smith, Livesay & Fu, 1995). Cependant, l'instabilité rotatoire est négligeable lors de la rupture isolée du LCA. Le LCA remplit également un rôle secondaire moins important en offrant une résistance aux mouvements d'adduction / abduction lors de l'extension complète.

Le LCP offre une contrainte primaire pour restreindre les translations postérieures du tibia particulièrement lorsque l'angle de flexion du genou approche 90° de flexion. À titre secondaire, il contribue de façon significative à limiter l'ampleur des rotations tibiales externes lorsque le genou est à 90° de flexion (Arendt, 1995). Son rôle est par contre moins important lorsque le mouvement du genou tend vers l'extension complète. La résistance que procure le LCP aux moments varus/valgus appliqués au genou est relativement non - significative si les ligaments collatéraux sont intacts. Néanmoins, le LCP est recruté pour résister aux mouvements d'adduction lorsque les structures latérales sont sectionnées procurant sa contribution maximale à 90° de flexion (Smith, Livesay & Fu, 1995).

2.3.2.2 Ligaments collatéraux

Les ligaments collatéraux assurent essentiellement la stabilité passive transversale du genou, en particulier en extension. Lors du mouvement d'extension, les ligaments collatéraux deviennent tendus et empêchent les mouvements de rotation alors qu'en flexion, ils sont partiellement relâchés. De même, la rotation externe met en tension les ligaments collatéraux alors que la rotation interne les détend.

Le rôle primaire du LCM consiste à contrôler le mouvement d'abduction appliqué sur le genou et les rotations tibiales tandis que son rôle secondaire est de restreindre les translations tibiales antérieures (Arendt, 1995). Lorsque le LCA est intact, la rupture du LCM n'accentue pas l'ampleur de la translation tibiale. Toutefois, lorsque le LCA est atteint, la rupture du LCM résulte en une augmentation significative de la translation antérieure. Le LCM n'est pas la seule structure médiale qui restreint le mouvement du genou. La capsule médiale fonctionne de façon similaire au LCM bien qu'elle agisse différemment selon le degré de flexion du genou (Smith, Livesay & Fu, 1995).

Tout comme les structures médiales du genou, les structures latérales forment une unité fonctionnelle très importante bien que complexe étant donné la présence de la bande illiotibiale. Le LCL génère les contraintes primaires nécessaires pour contrôler le mouvement d'adduction appliqué sur le genou et supporter la majorité de la résistance présente dans les structures latérales. La capsule postéro-latérale agit également de façon secondaire pour restreindre les forces d'adduction (Smith, Livesay & Fu, 1995). Les structures latérales jouent un rôle primaire très important afin de limiter les rotations externes du tibia bien qu'il soit difficile de distinguer leurs contributions individuelles. La fonction secondaire des structures latérales consiste à limiter l'ampleur des tiroirs antérieur et postérieur (Arendt, 1995). À ce titre, la rupture de toutes les structures latérales résulte en une augmentation significative du déplacement postérieur du tibia lorsque le mouvement tend vers l'extension complète.

2.3.2.3 Ménisques

Les ménisques ont pour rôle de compenser la non-concordance des surfaces articulaires. Ils transforment les plateaux tibiaux en cavités articulaires dynamiques, par l'intermédiaire de multiples connections avec la capsule articulaire, les ligaments collatéraux, le ligament croisé postérieur et le tendon semi-membraneux. Les déplacements méniscaux lors du mouvement sont à la fois passifs, générés par le jeu condylien, et surtout actifs, entraînés par les connections ligamentaires. On peut au total attribuer quatre rôles aux ménisques (Karger, 1993):

- Ils augmentent la congruence articulaire et la surface de contact et agissent comme des répartiteurs de contraintes ;
- Ils contribuent à la lubrification articulaire ;
- Ils freinent la rotation ;
- Ils jouent le rôle d'amortisseurs élastiques.

2.3.3 Stabilité active du genou

Le système musculaire du genou a un double rôle : 1) mobiliser les segments articulaires tout en contrôlant les mouvements ; 2) assurer la stabilité active du genou, en protégeant l'appareil capsulo-ligamentaire. Les muscles entourant l'articulation du genou sont de principaux facteurs de stabilité ; plus leur force et leur tonus sont élevés, moins les risques de blessure au genou sont importants (Marieb & Laurendeau, 1993). Cependant, les muscles peuvent être également des causes d'instabilité. En extension, le quadriceps produit un effet de cisaillement antérieur alors qu'en flexion, les fléchisseurs du genou créent un cisaillement postérieur.

2.3.4 Concepts d'instabilité et de laxité articulaire

La stabilisation du genou est, de tous les problèmes mécaniques articulaires, l'un des plus difficiles à résoudre. Le genou, articulation clé de la marche, est un carrefour de nombreuses pathologies. Lorsque l'intégrité des structures qui assurent la stabilité de l'articulation est atteinte, le patient éprouve une sensation *d'instabilité* qui peut être la conséquence d'une *laxité* pathologique. Au niveau clinique, les concepts de laxité et d'instabilité sont très différents bien qu'étroitement liés (Nakach et al., 1984). Par contre, trop souvent, ces deux termes sont utilisés de façon gratuite dans le jargon orthopédique pour caractériser les pathologies du genou. Les classifications cliniques à la base du diagnostic sont donc complexes et peu pratiques. Afin de bien comprendre ces concepts et leur utilisation en ce qui concerne le diagnostic et le traitement des pathologies ligamentaires, il est important de bien différencier la signification des termes "instabilité" et "laxité". Les définitions retenues (Noyes, Grood & Torzilli, 1989) ont été revues par le *International Knee Documentation Committee of the American Orthopedic Society for Sports Medicine (AOSSM)* et le *European Society of Knee Surgery and Arthroscopy (ESKA)*.

2.3.4.1 Laxité

Le concept de la laxité, tel qu'utilisé dans la littérature orthopédique, est l'expression des lésions anatomiques capsulo-ligamentaires en dehors de tout contrôle musculaire actif. Le terme laxité doit être utilisé uniquement dans un sens général pour indiquer l'état de lâcheté d'un ligament ou l'absence de tension caractéristique de ce ligament (Noyes et al., 1989). Étant donné qu'un ligament peut être mis sous tension ou relâchement en changeant la position de l'articulation, il importe toutefois de distinguer une laxité physiologique (normale) d'une laxité pathologique (Strobel & Stedtfeld, 1990a, 1990c).

La laxité est cependant très difficile à évaluer étant donné l'absence de critères clairs permettant de délimiter l'ampleur de la laxité. Le degré de laxité à l'articulation du genou dépend d'un nombre important de paramètres qui doivent être considérés durant l'évaluation de la laxité : flexion, rotation tibiale, force appliquée, chargement axial, condition des structures osseuses, tension musculaire volontaire, effusion, facteurs constitutionnels (âge, sexe,...). De cette façon, le degré et la nature de la laxité pathologique pourront être correctement interprétés. La laxité peut être testée d'une manière statique par des tests habituels de laxité (tiroir) ou d'une manière cinétique par les tests dynamiques, le signe du ressaut (Strobel & Stedtfeld, 1990c).

2.3.4.2 Instabilité

Le terme instabilité est utilisé pour décrire la condition pathologique d'une articulation caractérisée par une augmentation anormale de l'amplitude de mouvement due à une atteinte quelconque aux ligaments, à la capsule, aux ménisques, au cartilage ou à la structure osseuse (Anderson, 1994; Noyes et al., 1989; Strobel & Stedtfeld, 1990c). L'instabilité est donc un symptôme fonctionnel, une sensation d'articulation mal assurée qui, utilisée dans un sens large et général, peut être due à une diversité de causes, parmi lesquelles la laxité (Liorzou, 1990). Une laxité ne s'accompagne pas obligatoirement d'une instabilité car le genou est capable de compenser la perte d'un de ses éléments passifs en développant une meilleure fonction musculaire. Cette compensation ne dure qu'un temps car le système actif de la stabilisation du genou ne peut exercer normalement son rôle que si le potentiel ligamentaire est intact. L'instabilité est une notion clinique présente seulement lorsque le patient subit une perte de fonction qui entraîne une incapacité (Strobel & Stedtfeld, 1990a). L'instabilité est toujours pathologique et se manifeste souvent par une perte d'équilibre. En ce qui concerne ce projet, nous sommes intéressés par l'instabilité mécanique qui est en rapport avec des lésions ligamentaires (Nakach, Asencio, Bonnel, Mansat & Jaeger, 1984).

2.4 ÉVALUATION CLINIQUE DES PATHOLOGIES DU GENOU

Les premières sections nous ont permis de constater l'importante contribution des structures ligamentaires à la fonction articulaire. En effet, les tissus mous sont essentiels à la biomécanique du genou et font partie intégrante de l'articulation surtout lorsqu'il s'agit de résister à un chargement élevé. Par contre, leur contribution demeure difficile à quantifier de sorte que le diagnostic des blessures du genou résultant de la surcharge de ces tissus fait encore aujourd'hui l'objet de recherche fondamentale.

Les tests de stabilité sont couramment utilisés pour détecter la présence d'un mouvement pathologique. Cliniquement, le médecin apprécie l'état local du genou, quantifie l'amplitude des mouvements articulaires et recherche une anomalie anatomique perturbant l'axe mécanique du genou. Il est cependant très difficile de quantifier les mouvements normaux et l'instabilité résultante en cas de pathologie étant donné, jusqu'à ce jour, l'absence de méthodes objectives disponibles. Il existe toutefois de nombreux tests diagnostiques manuels et instrumentés mis au point pour détecter des genoux pathologiques. Ces tests sont très importants puisque c'est selon le degré d'instabilité du genou que le clinicien sera en mesure de proposer le traitement optimal, c'est-à-dire un traitement par orthèse ou par chirurgie.

2.4.1 Examens manuels

Les tests statiques et plus précisément les tiroirs antérieurs directs correspondent au plus ancien signe de l'examen ligamentaire du genou (Jaeger & Remetter, 1989; Liorzou, 1990b; Nakach et al., 1984). Déjà Segond en 1879 et Groves en 1920 les avaient décrits avec précision. Lors de ces tests, le clinicien manipule le genou à l'aide de ses mains pour évaluer le degré des laxités ligamentaires.

La base d'un examen manuel est constituée de toute une gamme de tests qui doivent être complétés afin d'établir un diagnostic fiable. Cependant, la plupart des médecins et physiothérapeutes ne se fient qu'à un nombre restreint de tests différents. Les principaux examens manuels utilisés en clinique pour évaluer une rupture isolée d'un ligament spécifique ou encore d'un complexe ligamentaire sont présentés dans le tableau 2.2 (Daniel, 1990). Ces tests rendent compte d'un mouvement pathologique seulement si le ligament ou le complexe ligamentaire en question est atteint.

Tableau 2.2 Quelques examens manuels utilisés en clinique

EXAMENS	RUPTURE LIGAMENTAIRE*					DIAGNOSTIC (test positif)
	LCA	LCP	CCM	CCL	CPL	
Lachman	√					<ul style="list-style-type: none"> • Sensation de blocage → mou • Déplacement relatif du tibia → (différence genou droit / genou gauche ≥ 3 mm)
"Pivot shift"	√					<ul style="list-style-type: none"> • Appréciation qualitative du remplacement des os • Appréciation qualitative de l'affaissement du tibia
Subluxation postérieure		√				<ul style="list-style-type: none"> • Appréciation qualitative de l'affaissement du tibia
Abduction à 25°			√			<p>Selon le degré de la pathologie,</p> <ul style="list-style-type: none"> • Sensation de blocage → dur, relativement dur ou mou • Déplacement relatif du tibia → (différence genou droit / genou gauche $< 2, 3-5, > 5$ mm)
Adduction à 25°				√		<ul style="list-style-type: none"> • Idem à l'examen d'abduction
"Pivot shift inverse"					√	<ul style="list-style-type: none"> • Présence d'une rotation tibiale externe à 20-30° de flexion et déplacement postérieur du plateau tibial maintenu durant la flexion

* LCA, ligament croisé antérieur; LCP, ligament croisé postérieur; CCM, complexe collatéral médial; CCL, complexe collatéral latéral; CPL, complexe postérieur latéral

Le test de Lachman, très populaire auprès des cliniciens, est spécifique de la rupture du LCA. L'examen est fait, patient en décubitus dorsal, le clinicien se tenant du côté du genou lésé à 15-20° de flexion. Une main doit stabiliser solidement le fémur, tandis que l'autre main tient fermement l'extrémité supérieure du tibia. Lorsqu'une forte pression est appliquée, la translation antérieure du tibia par rapport au fémur peut être sentie par le pouce. Le clinicien peut également établir son diagnostic par son impression visuelle sur une vue externe de profil du genou.

Le test « pivot shift » est très complexe et permet d'évaluer les limites du mouvement du genou. L'examen est recherché en soulevant le tibia de façon à ce que le fémur soit libre de bouger postérieurement. Lors de ce test, le plateau tibial latéral se déplace postérieurement à 20-30° de flexion.

Les tests d'abduction et d'adduction à 25° de flexion et rotation neutre permettent d'évaluer respectivement l'intégrité des ligaments collatéraux médial et latéral. Le fémur est immobilisé à l'aide d'une main tandis que l'autre main est positionnée sur l'extrémité distale de façon à exercer une pression axiale pour mettre en contact les surfaces articulaires. Le genou est par la suite contraint dans la direction de l'abduction ou de l'adduction de façon à ce que le déplacement relatif des os et la sensation de blocage puissent être évalués afin de poser un diagnostic.

Le test « pivot shift reverse » est le test clinique le plus efficace pour analyser le complexe ligamentaire postérieur latéral. Le test commence lorsque le genou est en extension complète et en rotation neutre. Une main supporte la jambe du patient tandis que l'autre main provoque une contrainte en valgus lorsque le genou exécute une flexion. Lors d'un test positif, le genou effectue une rotation tibiale externe à 20-30° de flexion, le plateau tibial latéral se déplace postérieurement et demeure dans cette position lorsque l'amplitude de flexion augmente.

La plupart de ces tests manuels sont subjectifs, peu sensibles, non standardisés et spécifiques à un seul type de lésions ligamentaires. La précision d'un test est également fonction de l'interprétation qui est laissée à l'appréciation de l'examineur et surtout de son expérience mais, cela fait autant de variables potentielles. En dépit de cela, 36% des chirurgiens utilisent des tests manuels en clinique pour évaluer les laxités ligamentaires, bien que la précision et la reproductibilité de tous ces tests soient mises en doute (Fleming, Beynnon & Johnson, 1993). Avec l'expérience, la comparaison des déplacements cliniques à ceux constatés opératoirement permet de mieux approcher la réalité objective. Cependant, il faut être conscient que ces tests ne peuvent permettre de détecter de façon précise les pathologies. Le diagnostic est éminemment subjectif et c'est pour cette raison que nous verrons plus loin la nécessité des tests instrumentés.

2.4.2 Examens complémentaires - tests manuels instrumentés

Depuis que le problème clinique des tests manuels a été mentionné dans la littérature, toute une panoplie de tests manuels instrumentés avec mensuration mécanique ou électronique des déplacements ont été introduits sur le marché dans le but de standardiser les tests de stabilité et de les rendre reproductibles (Arendt, 1995; Daniel & Stone, 1990a; Fleming et al., 1993; Greenfield, 1993; Liorzou, 1990c; Paine, 1991; Strobel & Stedtfeld, 1990b; Wojtys & Carpenter, 1994).

Les recherches entreprises ont permis d'innover, en 1982, lorsque Malcom et Daniel ont introduit sur le marché les premiers instruments portatifs et faciles à utiliser qui permettent une application clinique acceptable, soit les arthromètres KT1000 et KT-2000 (Medmetric Inc., Californie). En moins de 5 minutes, ces arthromètres (figure 2.9) permettent de quantifier les déplacements antéro-postérieurs de l'articulation tibio-fémorale, d'identifier la position neutre des quadriceps et d'évaluer de façon précise les instabilités ligamentaires.

Étant donné un coût à l'achat abordable (KT1000: 3500\$, KT2000: 6700\$), ce système est accepté de façon générale auprès des cliniciens bien qu'il ne soit pas sans lacune (évaluation d'un seul degré de liberté).

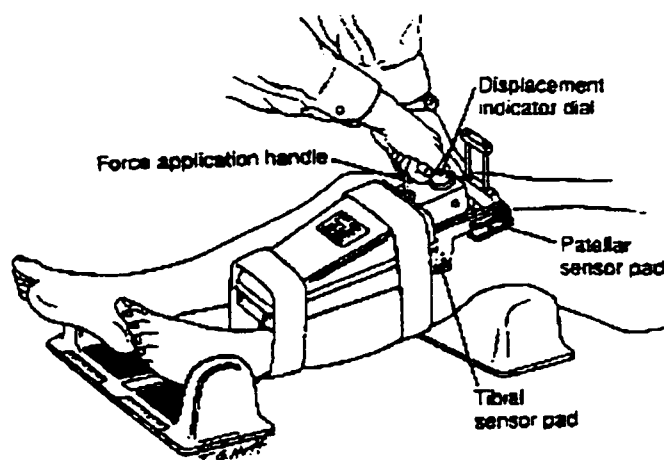


Figure 2.9 Arthromètre KT-1000 (Source : Wojtys & Carpenter, 1994)

Suite au succès appréciable de cet instrument, deux autres appareils portatifs issus d'un concept équivalent ont vu le jour et permettent également d'évaluer la position du tibia par rapport à la rotule. Développé par Cannon et Lamoureux en 1985, le « Knee laxity tester », KLT (Stryker, Kalamazoo, Michigan et Orthopedic System, Inc., Hayward, Californie) est un concept mécanique simple et très abordable (900\$) constitué de jauges qui permettent de mesurer en moins de 5 minutes le mouvement antérieur relatif du tibia lorsque des forces antérieures et postérieures sont appliquées (figure 2.10a). Le CA-4000, anciennement « Knee Signature System », KSS (Orthopedic System, Inc., Hayward, Californie), introduit en 1986, est un concept avantageux en voie d'obtenir la précision et la reproductibilité requises pour le contrôle des translations antéro-postérieures et varus/valgus et des rotations antéro-postérieures et axiales du tibia (figure 2.10b). Ce système est semi-portatif et plus dispendieux (13 500\$). Ce système utilise un électrogoniomètre et trois potentiomètres lesquels permettent d'appliquer individuellement les taux de charge désirés et d'évaluer en 15 minutes les quatre degrés de liberté mentionnés précédemment.

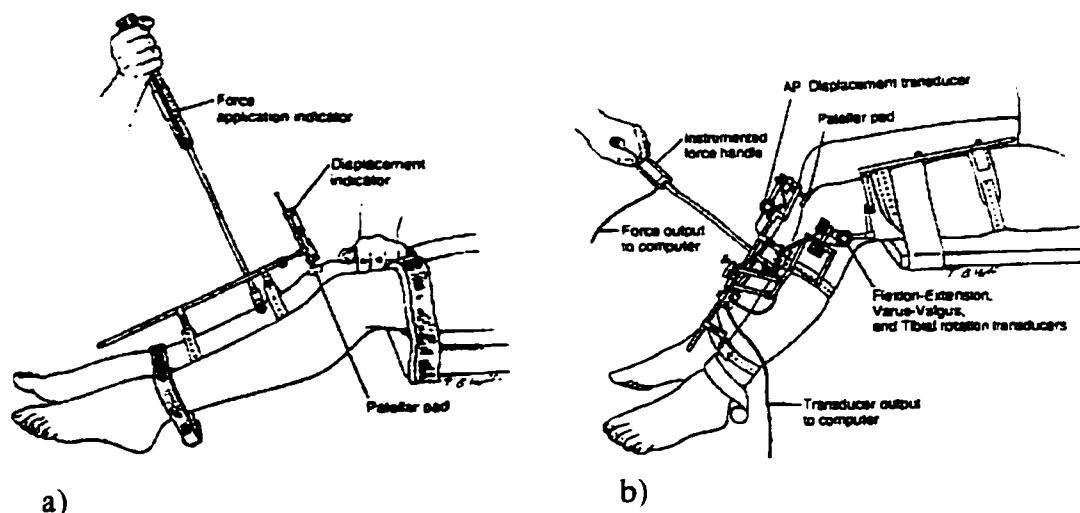


Figure 2.10 a) « Knee laxity tester » b) CA-4000 (Source : Wojtys & Carpenter, 1994)

Dans l'intention d'évaluer le mouvement global du genou et les laxités associées à de quelconques pathologies, Oliver et Raab ont développé le « Genucom Knee Analysis System », la première technique permettant d'évaluer les six degrés de liberté du genou (figure 2.11). Le Genucom offre une gamme d'informations beaucoup plus importante de sorte que les données obtenues permettent une analyse plus complète de la stabilité ligamentaire du genou en trois dimensions. Son utilisation est par contre plus complexe et l'interprétation se trouve influencée par le manque d'objectivité et de reproductibilité. De plus, son utilisation clinique n'a pas été encore prouvée et il n'est pas largement utilisé à cause de son coût d'exploitation trop élevé (29 900\$) ainsi que le temps (20 minutes) et le personnel requis pour réaliser le test.

Plus récemment, le Telos (Staubli, 1990) et le Crucialometer (Beacon, 1994) ont été développés pour évaluer la laxité du genou. Le Telos peut donner une mesure assez fiable et constante d'un clinicien à l'autre. Toutefois, il nécessite des rayons X et leur nature nocive ainsi que les coûts liés à ceux-ci le rendent peu pratique. Le Crucialometer permet de mesurer la laxité en rotation mais son efficacité n'a pas encore été prouvée.

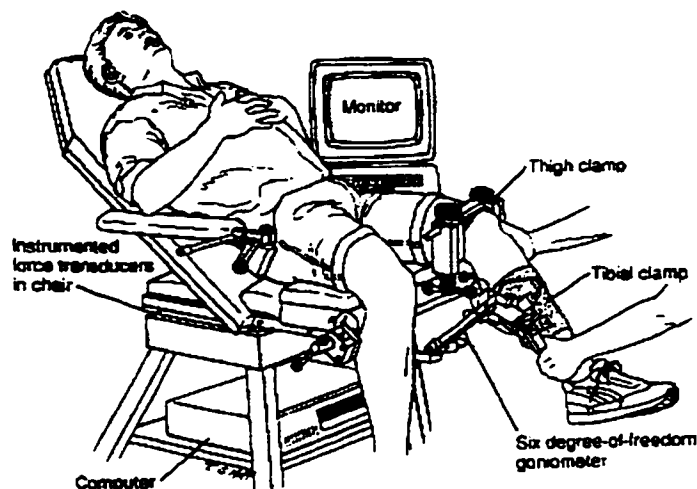


Figure 2.11 Genucom Knee Analysis System (Source : Wojtys & Carpenter, 1994)

2.4.3 Problématique

Pour qu'un outil de diagnostic réponde à des objectifs cliniques, les résultats obtenus doivent être précis et reproductibles. Jusqu'à ce jour, aucun instrument n'a répondu pleinement aux exigences d'objectivité et de fiabilité requises pour la mise au point d'une technologie liée au diagnostic. Plusieurs études ont été entreprises pour évaluer la performance de ces examens cliniques. Cependant, la précision, l'efficacité et la reproductibilité de leur utilisation sont encore très controversées (Fleming et al., 1993). Il est ressorti d'une réunion du "International Knee Documentation Committee" en 1988, que même si la majorité des chirurgiens peuvent diagnostiquer les ruptures complètes des ligaments croisés, trop de diagnostic incorrect par rapport à d'autres ligaments sont émis. D'après des statistiques, il est inacceptable de réaliser que près de 60% des ruptures ligamentaires ne sont pas diagnostiquées lors d'un premier examen clinique. Pourtant, 93% des patients consultent un spécialiste moins d'une semaine après le traumatisme (Strobel & Stedfeld, 1990a). De plus, la plupart de ces méthodes ne permettent seulement de quantifier les instabilités de l'articulation du genou selon un ou deux plans. Or, la cinématique du genou est reconnue pour être tridimensionnelle.

2.5 ÉVALUATION DE LA CINÉMATIQUE DU GENOU

Selon Ampère, le terme cinématique date d'au moins 150 ans et tire son origine du mot grec « Κίνημα » qui signifie mouvement (Berme et al., 1990). La cinématique réfère à la partie de la mécanique qui décrit les mouvements sans tenir compte des causes qui les engendrent, en définissant les trajectoires, les paramètres associés et en étudiant les lois qui les régissent (Carret, J.-P., Dimnet, J. & Gonon, G.P., 1987). En d'autres termes, l'évaluation de la cinématique correspond à l'étude de la géométrie du mouvement.

La bibliographie révèle que l'étude cinématique du genou a fait l'objet de différentes approches mathématiques bien qu'essentiellement les protocoles soient similaires. Cette section permet de faire le point sur les méthodes d'acquisition du mouvement, le principe cinématique à la base de l'interprétation mathématique du mouvement et la problématique qui persiste lors de l'analyse de la cinématique du genou.

2.5.1 Méthodes d'acquisition du mouvement

Le photographe américain Muybridge a innové en 1887 en utilisant une série de photographies prises successivement pour capter l'information requise pour caractériser la cinématique d'une articulation humaine. Basée sur cette méthode, le physiologiste français Marey a développé une technique différente en introduisant les premiers marqueurs cinématiques passifs. En modifiant le design de son appareil photographique, il est en mesure de filmer le mouvement à une fréquence de 12 Hz. À partir de 1895, Braune et Fisher proposent d'utiliser de longs tubes minces et lumineux sur les segments articulaires qui génèrent des éclats de lumière. Cette approche est à l'origine des systèmes de marqueurs utilisés aujourd'hui lors d'études de kinésiologie (Ladin, 1995). Les progrès du dernier siècle ont été très rapides de sorte qu'aujourd'hui, d'autres techniques plus efficaces sont disponibles pour enregistrer le mouvement.

Les goniomètres sont des dispositifs de mesure directe des variables cinématiques. Ce dispositif, en l'occurrence un potentiomètre, est placé au niveau de l'articulation du genou. Ce potentiomètre donne de l'information quant au mouvement relatif de l'articulation puisque la différence de potentiel est proportionnelle à l'angle du genou. L'articulation du genou est très complexe et requiert un goniomètre élaboré puisque le centre de rotation du goniomètre doit coïncider avec le centre de rotation anatomique du genou. Ces nouvelles générations de goniomètres (exosquelettes) utilisent un attachement en série de plusieurs potentiomètres interconnectés par de petits liens rigides. Les exosquelettes tridimensionnels permettent simultanément l'évaluation des 3 mouvements angulaires (Chao, 1980) tandis que les exosquelettes spatiaux permettent de mesurer le mouvement total d'une articulation soit 3 rotations et 3 translations (Kinzel et al., 1972; Grood & Suntay 1983; Shiavi et al., 1987).

Certains auteurs ont préféré des méthodes photogrammétriques et des systèmes de roentgen photogrammétrie (Kurosawa et al., 1985) et de roentgen-stéréophotogrammétrie (Blankevoort, Huiskes & Lange, 1988, 1990; Kurosawa, 1985;). Ces techniques consistent à implanter des marqueurs radio-opaques dans le fémur et le tibia et, en prenant une double exposition roentgen avant et après le mouvement, il suffit de déterminer la position des marqueurs et de ce fait d'enregistrer le mouvement du genou.

L'application biomécanique de mesures électromagnétiques du mouvement tridimensionnel de corps rigides a été décrite par An et al., en 1988. Leur appareil (Polhemus Navigation, Colchester, VT, USA) est basé sur deux unités, la source (l'émetteur) et le capteur (le récepteur), tous deux reliés à un système d'unité électronique. Le capteur contient suffisamment d'informations pour déterminer la position relative et l'orientation du capteur par rapport à la source. Un système similaire de capteurs électromagnétiques (Sati, 1994) a été développé par Ascension Technology Corporation (Burlington, VT, USA) permettant d'enregistrer jusqu'à 8 segments à des fréquences de 140 Hz.

Les capteurs acoustiques ont été utilisés par plusieurs auteurs lors d'études cinématiques tridimensionnelles et plus précisément sur le genou (Quinn & Mote, 1990). Le système comprend habituellement un ensemble de sources acoustiques et un ensemble d'au moins 3 récepteurs (microphones) qui définissent un système de coordonnées. Des ondes acoustiques sont générées et transmises par la source et captées par les microphones. Connaissant la vitesse du son, le système permet de calculer la position des récepteurs par rapport à la source.

2.5.2 Principe cinématique - interprétation mathématique du mouvement

Bien que le développement de la cinématique date du XIX^{ème} siècle, la plupart des analyses biomécaniques de la fonction articulaire (dynamiques et passives) du genou adoptaient, jusqu'à tout récemment, des modèles 2-D. C'est Reuleaux, en 1876 (Carret et al., 1987), qui a introduit dans le mouvement plan la notion de centre instantané de rotation (Rosenberg & Mikosz, 1991). Si on peut identifier sans ambiguïté des points sur une radiographie et suivre ces points sur les différents clichés pris au cours du mouvement, on peut alors tracer la trajectoire discontinue de ces points. Le centre de rotation est défini en calculant l'intersection de la normale à cette trajectoire. En ce qui concerne les caractéristiques cinématiques de genoux normaux, cette hypothèse s'avère une simplification raisonnable bien que non précise. En effet, les rotations interne / externe sont de l'ordre de 16 degrés alors que le mouvement d'adduction / abduction atteint de 0 à 10 degrés selon les sujets. Ce n'est par contre pas une hypothèse acceptable lorsque l'on considère la cinématique de genoux pathologiques puisque les rotations interne et externe présentes lors du mouvement ne sont plus à négliger dépendant de la structure affectée.

D'autres auteurs, partant du fait que les mouvements plans ne sont que des cas particuliers d'une analyse 3D, ont orienté leurs travaux de façon à évaluer une cinématique définie dans un espace tridimensionnel. Deux approches mathématiques sont principalement utilisées pour détailler le mouvement 3D de l'articulation du genou (Smith, Livesay, Fu, 1995; Woo, Livesay, Smith, 1994). L'approche anatomique permet de décrire le mouvement au moyen de paramètres compatibles avec les définitions cliniques tandis que l'approche mécanique est une interprétation de la cinématique en terme du mouvement général de corps rigides. L'approche anatomique est traditionnellement préférée par la communauté médicale puisqu'elle permet une interprétation clinique des rotations et des translations. L'approche mécanique est encore aujourd'hui limitée à des environnements expérimentaux puisque les paramètres sont incompatibles avec les définitions cliniques.

2.5.2.1 Approche anatomique

Cette approche procure une description détaillée et réaliste du mouvement général de l'articulation en des termes anatomiques. Le système de coordonnées des angles d'Euler (Goldstein, 1959) est largement utilisé pour développer des équations mathématiques du mouvement. Il est par contre de mise de mentionner que la définition des angles d'Euler varie d'un auteur à un autre (Chao, 1980; Kadaba et al., 1990; Ramakrishnan & Kadaba, 1991). Il faut par conséquent être vigilant quant à l'interprétation des paramètres obtenus par cette technique. Les rotations ϕ , ψ et θ représentent respectivement les rotations autour des axes x (flexion / extension), y (rotations tibiales) et z (rotations varus / valgus). Les translations sont dites antérieure / postérieure (axe z), médiale / latérale (axe x) et proximale / distale (axe y). Cependant, les translations calculées dans ce système ne peuvent par contre pas être interprétées comme étant des mouvements anatomiques (Blankevoort, 1988).

Certains auteurs, dont Chao (1980), Suntay (1983) et Grood & Suntay (1983) ont introduit la définition gyroscopique des angles d'Euler (Miyazaki & Ishida, 1991). Ils ont proposé un système de coordonnées construit à partir de deux axes fixes localisés dans le fémur et dans le tibia et d'un troisième axe flottant perpendiculaire aux axes fixes. Ces systèmes sont presque identiques à la différence que le système de Grood & Suntay permet d'incorporer les translations. Ces auteurs insistent sur le fait que les rotations et les translations sont indépendantes de l'ordre dans lequel elles surviennent (Grood & Suntay, 1983) et que les axes de rotation sont uniques. Cette dernière méthode a été retenue pour ce projet de sorte qu'elle est présentée en détail au chapitre 3.2.1.2.

Plus récemment, Pennock & Clark (1990) ont affirmé que ces approches (angle d'Euler) ne sont pas acceptables puisque les directions des axes sont exprimées au moyen de termes cliniques trop généraux. De plus, il n'existe pas de consensus quant à la position et à l'orientation des axes de rotation (Lewis & Lew, 1978; Chao, 1980). Ces derniers proposent une approche plus réaliste basée sur les études expérimentales présentées dans la littérature (Chao, 1980; Kurosawa et al., 1985). Ils ont conclu que les déplacements surviennent autour ou le long de 6 axes différents et uniques qui ne s'entrecoupent pas perpendiculairement. Les équations analytiques qui décrivent les déplacements sont toutefois plus complexes à résoudre puisqu'on obtient 6 équations couplées non linéaires. Les auteurs soutiennent que cette approche très générale se veut un bon compromis entre la géométrie réelle et la géométrie proposée dans la littérature. Cette approche permet de démontrer que les systèmes précédents sont des situations particulières dérivées de cette approche plus réaliste.

2.5.2.2 Approche mécanique

Afin d'évaluer la cinématique 3-D de l'articulation du genou, une méthode unique et compacte basée sur la description hélicoïdale du mouvement a été récemment développée. Le concept des axes hélicoïdaux est une méthode basée sur les théories classiques de la dynamique des corps rigides et représente la description la plus simple du mouvement général relatif entre deux corps rigides. Un mouvement hélicoïdal correspond, indépendamment de l'ordre, à une rotation autour et à une translation le long d'un axe hélicoïdal (Beggs, 1966, Kinzel, Hall & Hillberry, 1972; Spoor & Veldpaus, 1980; Woltring, Huiskes & de Lange, 1985). Un mouvement hélicoïdal est dit fini lorsque les paramètres hélicoïdaux sont définis pour chaque incrément du mouvement articulaire. Un mouvement hélicoïdal instantané tient compte de la vitesse du mouvement de sorte qu'à tout instant, le mouvement peut être décrit en terme des paramètres hélicoïdaux (Berme, Cappozzo, Meglan, 1990; Soudan, Audekercke, 1979). Le concept des axes hélicoïdaux est intéressant pour caractériser le mouvement puisqu'il permet de bien schématiser la relation qui existe entre la cinématique articulaire et l'anatomie du genou.

2.5.3 Problématique

Tel qu'observé par Blankevoort, Huiskes & de Lange (1988), plusieurs auteurs ont étudié le mouvement de l'articulation du genou de même que les notions de laxité et d'instabilité articulaire. Ces études ont grandement contribué à la compréhension générale de la mécanique articulaire. Toutefois, plusieurs controverses persistent quant à certains aspects spécifiques du comportement cinématique du genou. Ces controverses naissent de la confusion qui existe en regard du système d'acquisition du mouvement, du système de référence anatomique dans lequel le mouvement est évalué et des différents protocoles expérimentaux qui ne tiennent pas compte des influences extérieures.

Lors d'expériences *in-vitro*, la plupart des systèmes d'acquisition du mouvement (exosquelettes, goniomètre) peuvent être attachées directement aux os pour minimiser l'erreur due à la présence des tissus mous. En ce qui concerne les analyses *in-vivo*, la plupart des méthodes disponibles induisent des erreurs expérimentales importantes puisque les systèmes sont en surface de la peau et non directement sur les os. Ces méthodes ne peuvent donc être utilisées en clinique pour des expériences *in vivo* à l'exception de quelques applications spécifiques.

Le choix d'un système de coordonnées articulaires approprié est un problème fondamental qui rend très complexe l'évaluation de la cinématique du genou. Bien que les deux approches proposées permettent de décrire avec précision et de façon complète le mouvement relatif entre le fémur et le tibia, elles diffèrent dans la façon dont le mouvement est décomposé (rotations et translations). De ce fait, il s'avère difficile voire impossible de comparer ces approches à moins de convertir les données dans un format compatible.

Un système de coordonnées doit permettre de décrire et d'interpréter le mouvement du genou, de faciliter la compréhension du comportement biomécanique du genou et d'assister le chirurgien orthopédique lors d'applications cliniques. Tel que constaté par Woltring (1994) en ce qui concerne l'analyse d'un mouvement tridimensionnel, il s'avère intéressant de décomposer la cinématique en terme des paramètres indépendants et significatifs cliniquement. A regret, il n'existe pas de consensus quant à la façon dont cette analyse doit être faite. En effet, l'interprétation du mouvement, lorsque 2 ou 3 composantes de ce mouvement se produisent simultanément, génère des discussions animées dans la communauté biomécanique (Biomch-L, 1990, 1992).

III. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES DE TRAVAIL

3.1 OBJECTIFS

Le mouvement articulaire du genou résulte très rarement de rotations ou de translations isolées. Le genou est une articulation complexe dont le mouvement doit être décrit par une cinématique définie dans l'espace tridimensionnel. De ce fait, il est impératif que les études cinématiques considèrent tous les degrés de liberté de cette articulation. L'étude quantitative précise de la cinématique tridimensionnelle de l'articulation du genou permettrait de développer des applications cliniques très importantes en ce qui concerne la recherche fondamentale, le diagnostic et le traitement.

La problématique soulevée dans la revue de littérature quant à l'absence d'outil diagnostique fiable nous a amené à définir l'objectif général visé par ce projet de recherche. Cet objectif consiste à proposer une méthode permettant de quantifier la cinématique tridimensionnelle du genou de façon à mettre au point une technologie liée au diagnostic accessible en clinique pour :

- Comprendre les mouvements normaux et anormaux du genou ;
- Représenter et analyser la cinématique 3D du genou ;
- Identifier la contribution des différentes structures passives du genou sur la biomécanique du mouvement;
- Détecter et évaluer les instabilités ligamentaires et autres pathologies associées à la fonction articulaire du genou ;
- Prévoir un traitement adéquat et en vérifier son efficacité.

Ce projet de maîtrise s'inscrit dans le premier volet d'une étude clinique et vise tout particulièrement la définition de paramètres cliniques représentatifs de la cinématique tridimensionnelle de genoux normaux. Pour ce faire, les objectifs spécifiques suivants doivent être atteints :

- Développement de l'algorithme cinématique associé à la description hélicoïdale du mouvement ;
- Évaluation algorithmique de cette méthode cinématique à l'aide d'une simulation informatique (validation expérimentale) ;
- Évaluation clinique des paramètres cinématiques de genoux normaux (validation clinique) à l'aide de la définition gyroscopique des angles d'Euler et de la description hélicoïdale du mouvement ;
- Évaluation de la reproductibilité de ces paramètres cinématiques ;
- Définition d'indices cinématiques utiles en clinique.

3.2 HYPOTHÈSES DE TRAVAIL

D'après les notions d'anatomie et de biomécanique présentées dans la revue de littérature, il est évident qu'une ou plusieurs lésion(s) ligamentaire(s) entraîne(nt) inévitablement une instabilité du genou et un mouvement pathologique de l'articulation. Tout dommage qui affecte les tissus mous entourant les os du genou peut compromettre la stabilité de cette articulation et induire un mouvement anormal, ce qui altère la cinématique 3D du genou. Ces conséquences sont très importantes car elles constituent un indice de premier plan pour la détection des pathologies. En d'autres termes, tout changement significatif de la cinématique peut être utilisé pour diagnostiquer des pathologies spécifiques.

Étant donné que la détection de pathologies est basée sur la comparaison de la cinématique de genoux normaux et pathologiques, il importe au préalable de vérifier les hypothèses suivantes en ce qui concerne la cinématique de genoux normaux. Il est essentiel de déterminer :

- si les paramètres cinématiques d'un sujet sont reproductibles lorsqu'une série de mouvements actifs sont enregistrés ;
- s'il existe des paramètres cinématiques de référence auxquels peut s'identifier un sujet dont le genou est considéré normal.

IV. MÉTHODOLOGIE

4.1 DÉVELOPPEMENT ET IMPLANTATION INFORMATIQUE

4.1.1 Description de l'analyseur du genou

Un système d'analyse tridimensionnelle (3D) du genou assistée par ordinateur permettant la visualisation de la géométrie osseuse et une évaluation non-invasive du mouvement du genou a été récemment développé par notre groupe de recherche (Sati, 1995; Sati, de Guise, Larouche & Drouin, 1996a, b). D'abord développé pour la simulation d'insertion de ligaments artificiels et l'assistance chirurgicale, l'analyseur 3D du genou est en voie d'être optimisé de façon à mettre au point une technologie liée au diagnostic. Pour ce faire, le module «cinématique » doit permettre l'analyse fonctionnelle des mouvements de l'articulation du genou et la définition d'indices cliniques objectifs. En d'autres termes, ce système doit offrir la possibilité d'évaluer de façon non-invasive les paramètres de la cinématique 3D de genoux normaux et pathologiques en vue d'aider le clinicien à poser un diagnostic précis et objectif.

En ce qui concerne l'évaluation de la cinématique, l'analyseur 3D du genou comprend les éléments suivants :

1. Instrumentation périphérique

- Capteurs magnétiques
- Système d'attache biomécanique

2. Logiciel

- Imagerie médicale
- Algorithmes de calculs de la cinématique
- Outils graphiques 3D

L'instrumentation périphérique de l'analyseur du genou consiste en un système d'acquisition permettant l'enregistrement de la position 3D instantanée des os de l'articulation dans l'espace via des capteurs magnétiques solidaires d'un système d'attache biomécanique (figure 4.1).

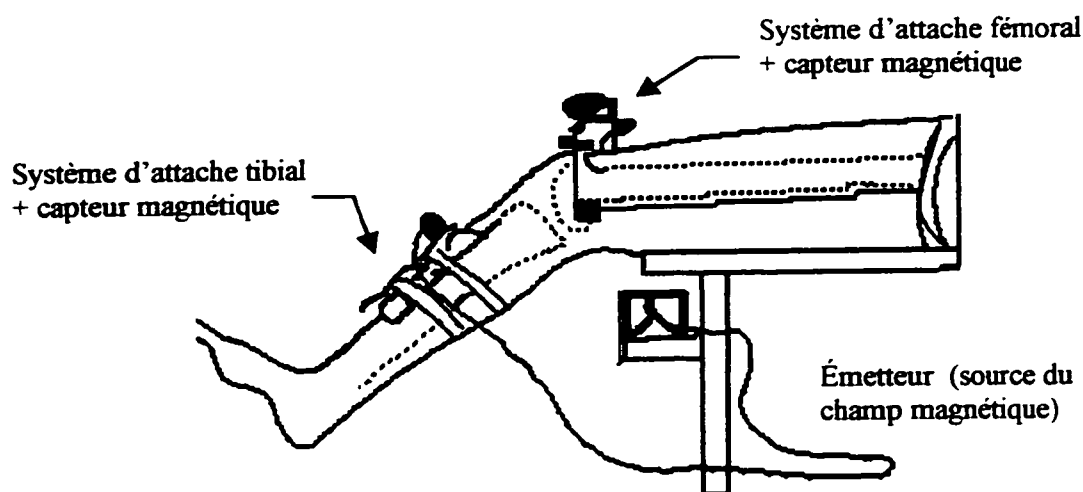


Figure 4.1 Instrumentation périphérique de l'analyseur du genou (Sati, 1995)

Le système d'attache biomécanique (systèmes d'attache fémoral et tibial) est basé sur un nouveau concept qui permet la fixation externe non-invasive de capteurs magnétiques sur le fémur et le tibia (figure 4.1). Ce système d'attache a été conçu de façon à minimiser le bruit engendré par les déplacements relatifs entre les os, la peau et les masses musculaires. Ces déplacements sont une source importante d'erreur puisqu'ils accusent des erreurs quadratiques moyennes (rms) variant de 2 à 17 mm rms selon l'endroit sur le genou. Une étude fluoroscopique a été effectuée afin de déterminer les points anatomiques de fixation du système d'attache sur le genou qui minimisent l'erreur de mesure due aux mouvements de ces tissus mous. Les points anatomiques de prédilection sont situés au-dessus des condyles latéral et médial du fémur (Sati, 1995).

Ces points permettent une réduction du mouvement de la peau au-dessus du condyle latéral de 11mm à 1.7 mm rms et une réduction de 8.5 mm à 2.9 mm rms au-dessus du condyle médial. Le système d'attache permet ainsi la mesure de la cinématique du genou sur 65 degrés de flexion avec une précision de 0.4 degrés pour la rotation abduction / adduction, 2.3 degrés pour la rotation axiale, 2.4 mm pour le déplacement antéro-postérieur et 1.1 mm pour le déplacement axial (Sati, 1995; Sati et al., 1996a, b).

Fixés au système d'attache fémoral et tibial, deux capteurs magnétiques (Flock of Birds, Ascension Technology Corporation) donnent en temps réel la position et l'orientation du fémur et du tibia par rapport à un émetteur (source). Ces informations sont présentées sous la forme d'une matrice homogène dans laquelle le vecteur de translation (x, y, z) et la matrice de rotation [R] correspondent respectivement à la position et à l'orientation des capteurs par rapport à l'émetteur. L'information que transmettent les capteurs magnétiques fémoral, [M_f] et tibial, [M_t] est de la forme suivante,

$$[M_f] \& [M_t] = \begin{bmatrix} & & & 0 \\ & [R] & & 0 \\ & & & 0 \\ x & y & z & 1 \end{bmatrix} \quad [R] = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix}$$

La précision des valeurs associées au vecteur de translation est de l'ordre de 2mm rms tandis que la précision de l'acquisition de valeurs angulaires est de 0.5 degrés. Ces informations permettent de calculer la position relative et le déplacement relatif des deux os à tout instant de l'intervalle considéré (section 4.1.2). Le principe à la base du fonctionnement de ce système d'acquisition du mouvement est illustré sur la figure 4.2.

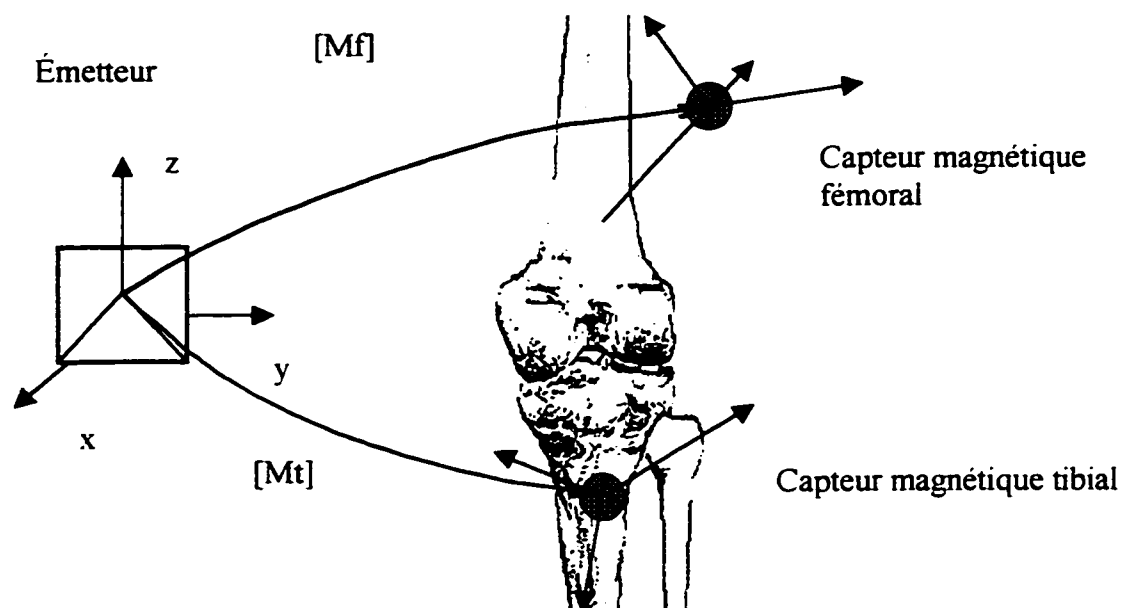


Figure 4.2 Représentation graphique du système d'acquisition

Afin de visualiser les mouvements personnalisés des os, le logiciel développé est basé sur des techniques d'imagerie médicale et d'infographie 3D couplées à des méthodes de calculs numériques. Ce logiciel utilise la reconstruction d'une géométrie osseuse obtenue au préalable par des coupes tomodensitométriques (CT-Scan). Les algorithmes de calcul de la cinématique permettent de calculer des paramètres caractéristiques du mouvement en vue d'une interprétation clinique. L'erreur quadratique totale du système, incluant les erreurs associées au système d'attache, à l'imprécision des capteurs magnétiques, à la représentation graphique 3D du genou et à la méthode de calibrage est de 3 à 6.1 mm pour les déplacements et de 2.5 à 5.3 degrés pour les rotations (Sati, 1995, Sati et al., 1996a, b).

L'outil graphique 3D permet simultanément de visualiser la reconstruction de la géométrie osseuse, d'observer en temps réel ou de façon différée le mouvement du genou et d'afficher les courbes des paramètres associés à la description du mouvement (figure 4.3).

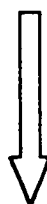
Instrumentation périphérique

- Système d'attache
- Capteurs magnétiques

+

Logiciel

- Imagerie médicale
- Algorithmes cinématiques
- Outils graphiques



Analyseur 3D du genou

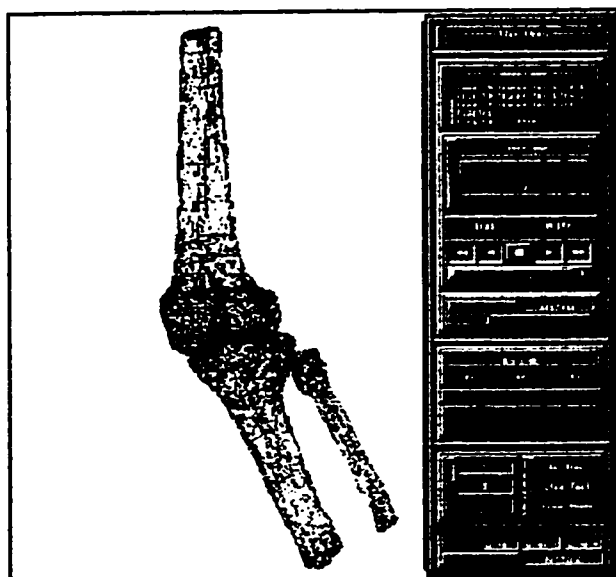


Figure 4.3 Analyseur du genou - module cinématique

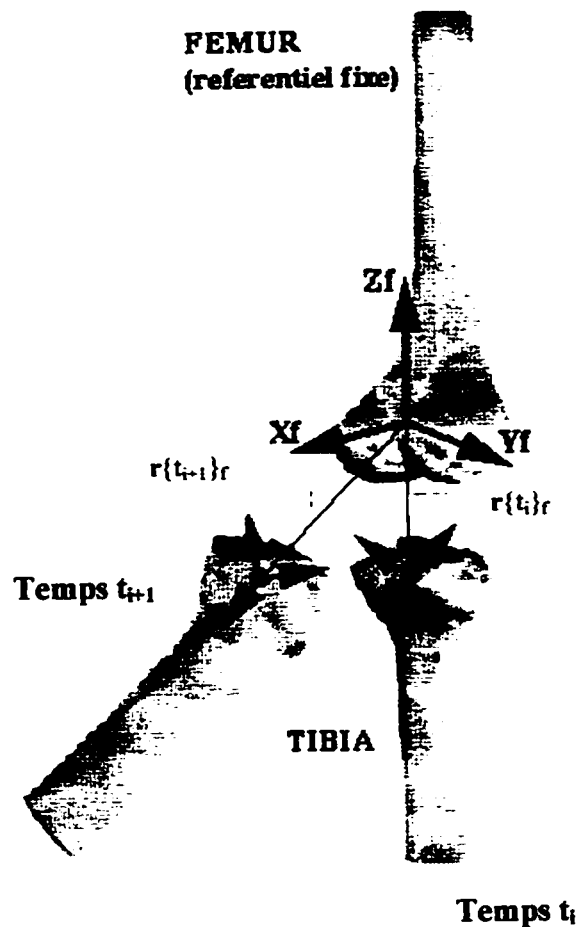
4.1.2 Implantation des principes cinématiques – présentation de la théorie

Nous avons abordé le problème en considérant deux aspects importants de l'analyse du mouvement : l'analyse de la position relative et du déplacement relatif des os. Pour les besoins de l'implantation des principes cinématiques, nous avons supposé que le fémur demeure fixe et que les mouvements de l'articulation soient décrits par ceux du tibia dans le repère du fémur. La figure 4.4 montre schématiquement le fémur "fixe" identifié par "f" et le tibia "mobile" identifié par "m".

Des systèmes d'axes cartésiens étant liés à chaque os par l'entremise des capteurs magnétiques, un point quelconque Q appartenant au tibia peut être repéré par les vecteurs \mathbf{r}_m et \mathbf{r}_f définis respectivement dans le repère du tibia (X_m, Y_m, Z_m) et le repère du fémur (X_f, Y_f, Z_f). Étant donné que ces repères sont définis dans le système d'axe de référence associé à l'émetteur (figure 4.2), la position relative du tibia par rapport au fémur aux temps t_i et t_{i+1} est complètement définie lorsque les matrices de passage permettant d'exprimer les coordonnées de ce point dans l'un ou l'autre des repères sont connues (figure 4.4). Cette matrice de passage [P] est obtenue à partir des matrices [M_f] et [M_t] définies dans le repère de l'émetteur telle que,

$$[P] = [M_t][M_f]^{-1} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & 0 \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & 0 \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & 0 \\ x_f & y_f & z_f & 1 \end{bmatrix}$$

Le vecteur (x_f, y_f, z_f) et la matrice [R_{ij}] permettent respectivement de localiser l'origine et de déterminer l'orientation du repère associé au tibia par rapport à celui du fémur.



Au temps t_i :

$$(\mathbf{r}\{t_i\}_f)^T = [\mathbf{P}]_i (\mathbf{r}\{t_i\}_m)^T \quad (1)$$

Au temps t_{i+1} :

$$(\mathbf{r}\{t_{i+1}\}_f)^T = [\mathbf{P}]_{i+1} (\mathbf{r}\{t_{i+1}\}_m)^T \quad (2)$$

Figure 4.4 Représentation générale de la position du fémur et du tibia dans l'espace

Lorsque le tibia est en mouvement, les coordonnées du point Q définies dans le repère du tibia sont constantes puisque le point est solidaire du tibia,

$$(\mathbf{r}\{t_{i+1}\}_m)^T = (\mathbf{r}\{t_i\}_m)^T \quad (3)$$

En combinant les équations 1, 2 et 3, on obtient la matrice $[\mathbf{A}]$ contenant les informations nécessaires pour exprimer le déplacement relatif du tibia par rapport au fémur.

La démarche suivie pour obtenir la matrice $[A]$ est la suivante. En substituant l'équation 3 dans l'équation 2, cette dernière devient,

$$(\mathbf{r}\{t_{i+1}\}_f)^T = [P_{i+1}] (\mathbf{r}\{t_i\}_m)^T \quad (4)$$

En réarrangeant les termes des équations 1 et 4 de façon à ce qu'elles soient exprimées en fonction du terme en commun, elles deviennent :

$$(\mathbf{r}\{t_i\}_m)^T = [P_i]^{-1} (\mathbf{r}\{t_i\}_f)^T \quad (5)$$

$$(\mathbf{r}\{t_i\}_m)^T = [P_{i+1}]^{-1} (\mathbf{r}\{t_{i+1}\}_f)^T \quad (6)$$

Le déplacement du tibia du temps t_i au temps t_{i+1} est obtenu en posant une égalité entre les membres de droite des équations 5 et 6.

$$[P_i]^{-1} (\mathbf{r}\{t_i\}_f)^T = [P_{i+1}]^{-1} (\mathbf{r}\{t_{i+1}\}_f)^T \quad (7)$$

En isolant le terme $(\mathbf{r}\{t_{i+1}\}_f)^T$, nous obtenons,

$$(\mathbf{r}\{t_{i+1}\}_f)^T = [P_{i+1}] [P_i]^{-1} (\mathbf{r}\{t_i\}_f)^T = [A] (\mathbf{r}\{t_i\}_f)^T \quad (8)$$

Le déplacement exprimé par la matrice $[A]$ (Figure 4.5) est obtenu en fonction des matrices de passage associées aux positions instantanées du tibia au temps t_i et au temps t_{i+1} ,

$$[A] = [P_{i+1}] [P_i]^{-1} \quad (9)$$

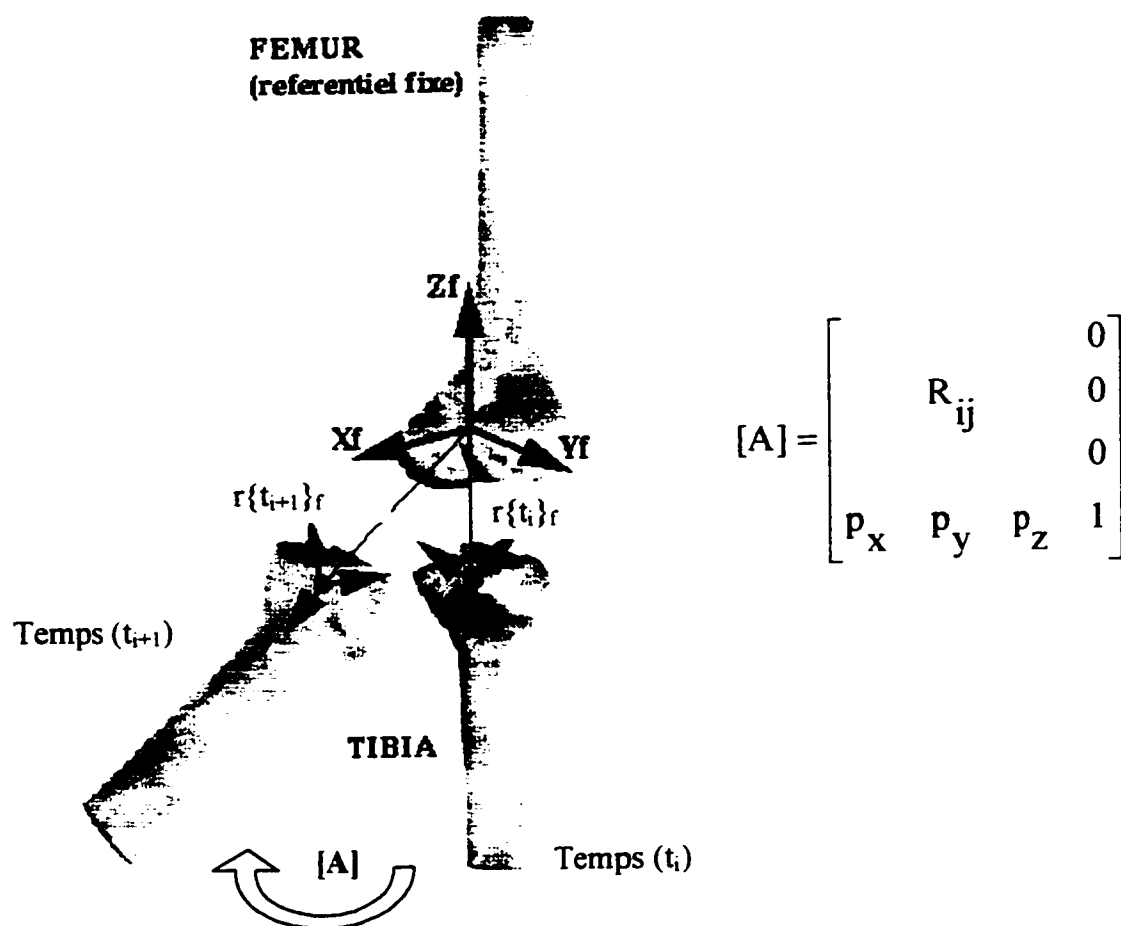


Figure 4.5 Déplacement relatif du tibia par rapport au fémur

Le déplacement dépend donc uniquement des positions relatives initiale et finale du corps en mouvement et ce, indépendamment de la trajectoire suivie. Plusieurs trajectoires peuvent être associées à un même déplacement. Lors de la présente étude, deux méthodes ont été intégrées au module cinématique de l'analyseur du genou dans le but de quantifier les déplacements 3D du mouvement relatif tibio-fémoral :

- Le système de l'axe flottant (définition gyroscopique des angles d'Euler)
- La description hélicoïdale du mouvement (axes hélicoïdaux)

4.1.2.1 Le système de l'axe flottant (définition gyroscopique des angles d'Euler)

Le système de l'axe flottant (définition gyroscopique des angles d'Euler) s'avère une description détaillée et réaliste du mouvement général de l'articulation en des termes anatomiques (Grood & Suntay, 1983). Cette méthode a été retenue puisque les paramètres cinématiques obtenus (translations et rotations) sont compatibles avec les définitions cliniques du mouvement utilisées par la profession médicale. De plus, il n'est pas nécessaire de spécifier la séquence des rotations telle qu'imposée lorsque la définition conventionnelle des angles d'Euler est utilisée.

Cette méthode permet de décomposer le mouvement articulaire du genou en 6 mouvements anatomiques familiers soit trois rotations et trois translations (figure 4.6). Étant donné leur faible valeur et le manque de précision et d'objectivité associé à leur évaluation, les translations sont ignorées dans le premier volet de cette étude.

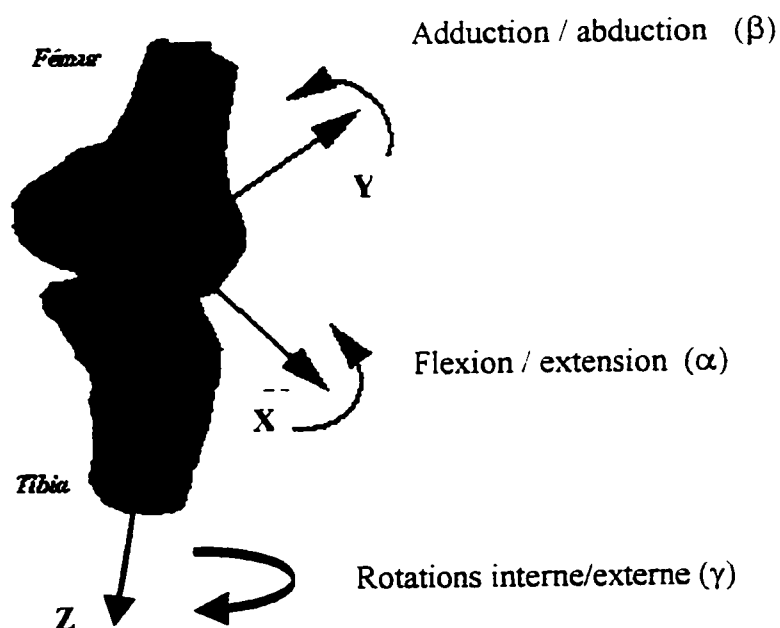


Figure 4.6 Définition gyroscopique des angles d'Euler

Le système de coordonnées articulaires est construit à partir de deux axes fixes localisés respectivement dans le fémur et le tibia et d'un troisième axe flottant perpendiculaire aux deux premiers (figure 4.7). La position des axes est établie en fonction des particularités physiques du genou telles l'aspect des condyles du fémur ou encore l'axe mécanique du tibia. Les système d'axes (X, Y, Z) et (x, y, z) sont respectivement associés au fémur et au tibia. Les mouvements de flexion / extension, (α) surviennent autour de l'axe fixe (X) localisé dans la portion distale du fémur. Les mouvements de rotation tibiale γ (interne et externe) se produisent autour de l'axe mécanique du tibia (z) . Le mouvement d'adduction / abduction (β) survient autour de l'axe flottant (F) perpendiculaire aux axes fixes et dirigés dans la direction du produit vectoriel des axes fixes (Cf. figure 4.6).

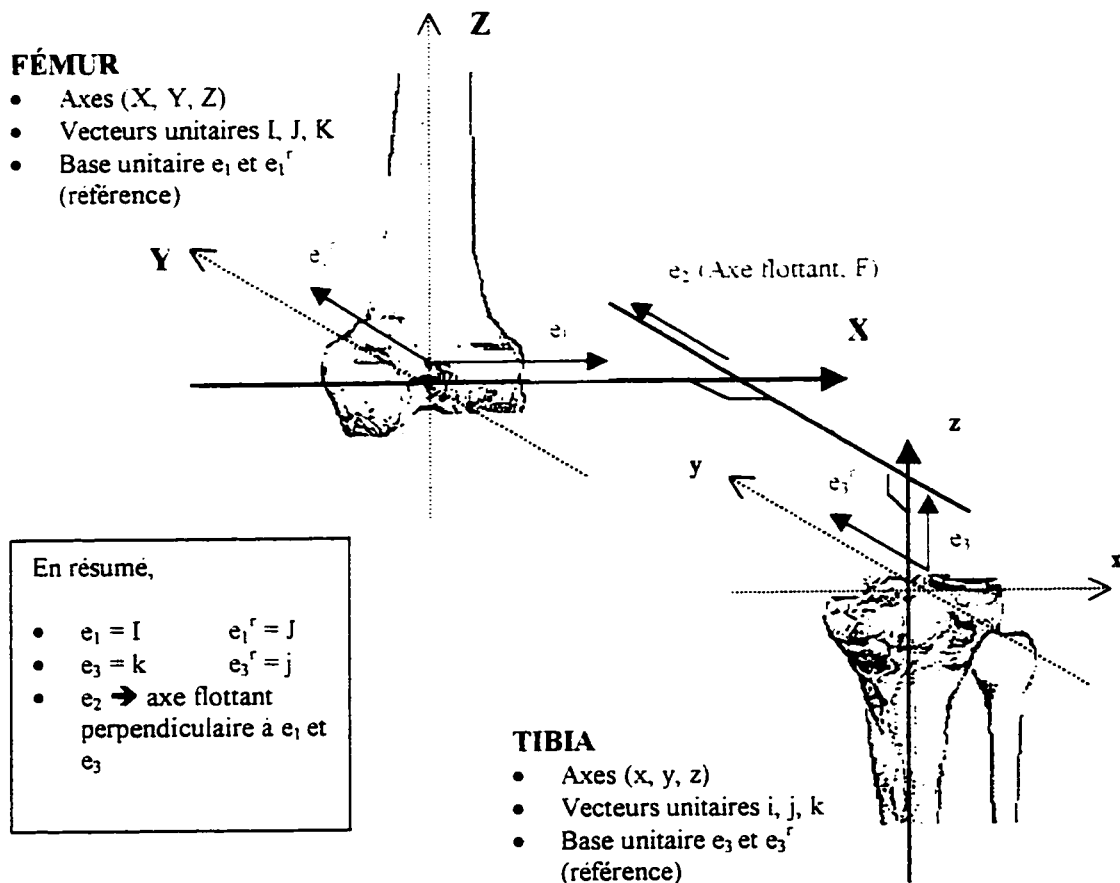


Figure 4.7 Système de l'axe flottant

La flexion et les rotations tibiales correspondent aux angles formés entre l'axe flottant (F) et les axes de référence (axes antérieurs) du fémur, Y et du tibia, y (figure 4.7). Mathématiquement,

$$\cos \alpha = e_1^r \cdot e_2 = J \cdot e_2 \quad \alpha = \text{flexion} \quad (10)$$

$$\cos \gamma = e_3^r \cdot e_2 = j \cdot e_2 \quad \gamma = \text{rotations tibiales} \quad (11)$$

Ces équations permettent de déterminer l'amplitude de la rotation mais non le signe puisque $\cos(a) = \cos(-a)$. De façon à déterminer le signe de l'angle, les relations suivantes sont utilisées,

$$e_2 \cdot k = \cos(\pi/2 + \alpha) = -\sin \alpha \quad (12)$$

$$e_2 \cdot i = \cos(\pi/2 + \gamma) = -\sin \gamma \quad (\text{genou droit}) \quad (13)$$

Les signes de ces équations ont été arbitrairement choisis de sorte que la flexion et la rotation tibiale externe soient positives. L'amplitude de l'adduction est obtenue de l'angle β entre les axes fixes tibial et fémoral,

$$\cos \beta = I \cdot k \quad \text{Adduction} = \beta - \pi/2 \quad (\text{genou droit}) \quad (14)$$

À partir des relations qui existent entre les vecteurs unitaires (e_1, e_2, e_3), les systèmes de coordonnées associés au fémur et au tibia et le système de l'axe flottant, il est possible de définir une matrice théorique dont les composantes sont exprimées en terme des rotations cliniques soient, α, β et γ (figure 4.7). Ces relations sont détaillées à l'annexe I. La matrice [R] contenue dans [A] (section 4.1.2) qui exprime la rotation est la suivante,

$$[R] = \begin{bmatrix} I \cdot i & J \cdot i & K \cdot i \\ I \cdot j & J \cdot j & K \cdot j \\ I \cdot k & J \cdot k & K \cdot k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$$

En substituant, les relations présentées à l'annexe I, la matrice théorique devient,

$$[R] = \begin{bmatrix} \cos \gamma \sin \beta & -\cos \alpha \sin \gamma - \cos \gamma \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \gamma - \cos \gamma \cos \alpha \cos \beta \\ \sin \gamma \sin \beta & \cos \alpha \cos \gamma - \sin \gamma \sin \alpha \cos \beta & -\cos \gamma \sin \alpha - \cos \alpha \cos \beta \sin \gamma \\ \cos \beta & \sin \beta \sin \alpha & \cos \alpha \sin \beta \end{bmatrix} \quad (15)$$

À partir de la matrice $[R]$ qui exprime les rotations du tibia lors d'un déplacement $[A]$, il est possible d'extraire les valeurs de flexion / extension α , d'adduction / abduction β et les rotations tibiales externe / interne γ :

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{r_{32}}{r_{33}} \right) \quad \beta = \tan^{-1} \frac{\sqrt{r_{21}^2 + r_{11}^2}}{r_{21}} \quad \gamma = \tan^{-1} \left(\frac{r_{21}}{r_{11}} \right) \quad (16)$$

4.1.2.2 Description hélicoïdale du mouvement (axes hélicoïdaux)

D'un point de vue mécanique, les axes hélicoïdaux représentent la description la plus simple d'un mouvement général relatif entre deux os (corps rigides). Un mouvement hélicoïdal correspond, indépendamment de l'ordre, à une rotation autour et à une translation le long d'un axe hélicoïdal qui se déplace selon l'angle de flexion du genou (figure 4.8). Nous avons retenu cette méthode puisque l'axe hélicoïdal est unique pour un mouvement relatif donné et physiquement indépendant du système de coordonnées articulaires associé aux segments de l'articulation.

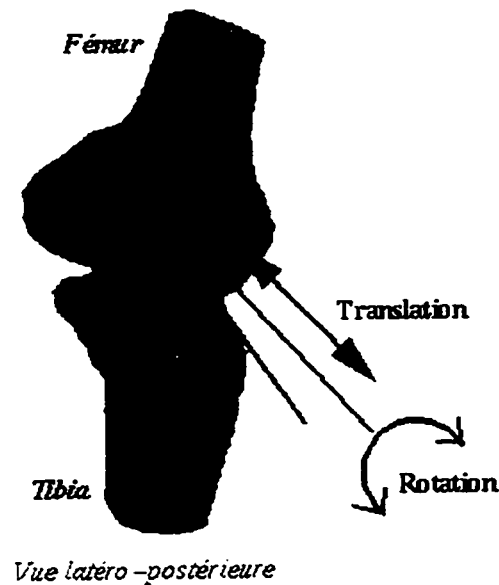


Figure 4.8 Description hélicoïdale du mouvement

Le déplacement relatif du tibia est complètement défini lorsque tous les paramètres hélicoïdaux sont connus (Kinzel, Hall & Hillberry, 1972; Spoor & Veldpaus, 1980; Woltring, Huiskes, de Lange & Veldpaus, 1985). Huit paramètres sont essentiels pour caractériser le mouvement hélicoïdal bien que seulement six paramètres soient indépendants. Ces paramètres sont calculés à partir de la matrice [A] qui exprime le déplacement relatif du tibia par rapport au fémur.

La matrice [R] contenu dans [A] (chapitre 4.1.2) représente une rotation pure autour de l'axe hélicoïdal et contient les informations requises pour définir le mouvement relatif du tibia par rapport au fémur (figure 4.9), notamment :

- L'inclinaison de l'axe dont l'orientation est définie par les cosinus directeurs d'un vecteur unitaire u confondu avec cet axe ($u = \langle u_x, u_y, u_z \rangle$) ;
- L'angle de rotation (ϕ) autour de ce même axe.

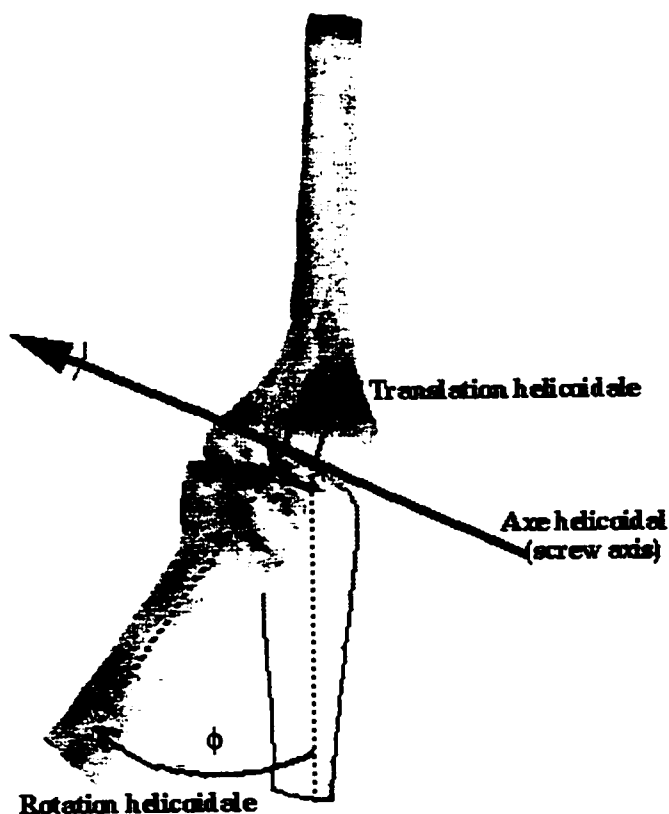


Figure 4.9 Description des paramètres hélicoïdaux

En associant les termes de cette matrice de rotation R aux termes d'une matrice hélicoïdale R_h définie par Beggs (1966), plusieurs auteurs ont dérivé des équations mathématiques différentes pour identifier certains paramètres hélicoïdaux.

$$R_h = \begin{bmatrix} u_x^2(1 - \cos \phi) + \cos \phi & u_x u_y(1 - \cos \phi) - u_z \sin \phi & u_x u_z(1 - \cos \phi) + u_y \sin \phi \\ u_x u_y(1 - \cos \phi) + u_z \sin \phi & u_y^2(1 - \cos \phi) + \cos \phi & u_y u_z(1 - \cos \phi) - u_x \sin \phi \\ u_x u_z(1 - \cos \phi) - u_y \sin \phi & u_y u_z(1 - \cos \phi) + u_x \sin \phi & u_z^2(1 - \cos \phi) + \cos \phi \end{bmatrix}$$

Ces différentes approches sont détaillées à l'annexe II.

En se basant sur le fait que la matrice de déplacement $[A]$ (figure 4.5) est,

$$[A] = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & 0 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & 0 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & 0 \\ p_x & p_y & p_z & 1 \end{bmatrix}$$

nous avons retenu l'approche privilégiée par Spoor & Veldpaus (1980) et Woltring (1985), laquelle est basée sur une combinaison des composantes de la matrice Rh théorique pour en extraire l'angle hélicoïdal et les cosinus directeurs (u_x , u_y , u_z).

$$\sin \phi = 1/2 \sqrt{(r_{32} - r_{23})^2 + (r_{13} - r_{31})^2 + (r_{21} - r_{12})^2} \quad (17)$$

$$u_x = \frac{r_{32} - r_{23}}{2 \sin \phi} \quad u_y = \frac{r_{13} - r_{31}}{2 \sin \phi} \quad u_z = \frac{r_{21} - r_{12}}{2 \sin \phi} \quad (18)$$

Le vecteur de translation $p = (p_x, p_y, p_z)$ et la matrice $[R]$ associés au déplacement relatif du tibia permettent de localiser un point appartenant à l'axe hélicoïdal $s = \langle s_x, s_y, s_z \rangle$ et d'évaluer la grandeur de la translation (t) le long de l'axe. Différentes approches sont utilisées dans la littérature pour calculer ces paramètres. Ces différentes approches sont présentées en annexe. En ce qui concerne la translation hélicoïdale, nous avons retenu l'approche développée par Spoor & Veldpaus (1980).

$$t = \begin{bmatrix} u_x & u_y & u_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{bmatrix} \quad (19)$$

La localisation d'un point appartenant à l'axe n'a cependant pas été considérée dans cette première étude clinique.

4.2 VALIDATION DES PRINCIPES CINÉMATIQUES

Nous venons de présenter les fondements mathématiques sous-jacents aux principes cinématiques inclus dans le module cinématique de l'analyseur du genou. Ces algorithmes de calcul de la cinématique se doivent d'être évalués de façon scientifique, autant d'un point de vue expérimental que clinique, afin de démontrer leur précision, leur spécificité et leur sensibilité. Pour ce faire, des expériences visant les validations expérimentale et clinique ont été entreprises par des simulations informatiques et une étude *in-vivo*.

4.2.1 Validation expérimentale

Afin de valider ces méthodes d'interprétation de la cinématique, nous devons procéder, dans un premier temps, à une étude de précision. Cette validation expérimentale est une étape très importante à considérer avant de pouvoir procéder à une étude clinique plus élaborée. Les résultats obtenus permettent d'analyser et de comparer les différentes méthodes entre elles quant à la sensibilité des résultats. Pour ce faire, un mouvement du genou est simulé à l'aide du logiciel « Matlab » de façon à pouvoir comparer les données de la cinématique du mouvement simulé avec les paramètres de la cinématique obtenus à l'aide de l'analyseur du genou.

Le système de l'axe flottant a été développé par un étudiant de notre groupe de recherche dans le cadre d'une maîtrise. Il a été vérifié par une simulation mathématique et une simulation mécanique que les résultats obtenus de cet algorithme mathématique sont représentatifs du mouvement considérant l'erreur associée au système (rapport interne, Ismail El Maach). Le développement d'un algorithme mathématique associé à la description hélicoïdale du mouvement a été développé dans le cadre de ce projet et une simulation a été entreprise afin de valider les résultats obtenus.

Pour ce qui est de la vérification de l'algorithme mathématique associé à la description hélicoïdale du mouvement, un genou fictif a été créé l'aide de deux segments définis dans un référentiel donné. Des informations d'entrée sont requises afin de spécifier l'inclinaison de l'axe hélicoïdal (cosinus directeurs), le pivot de l'articulation, c'est-à-dire un point appartenant à l'axe et les incréments de rotation autour de cet axe (figure 4.10).

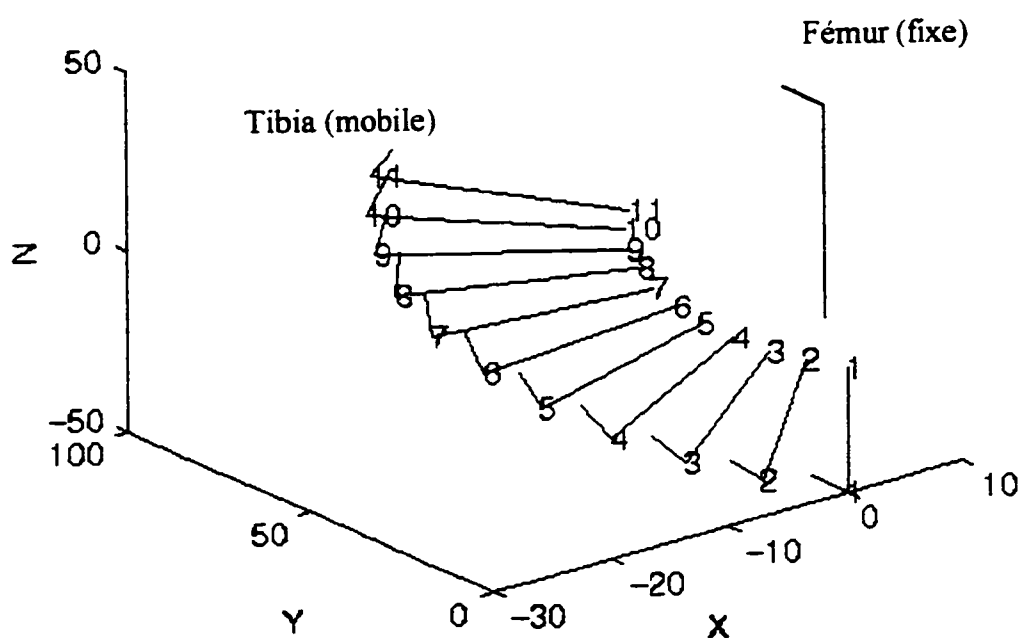


Figure 4.10 - Simulation informatique d'un mouvement du genou

À partir de ces données, le programme de simulation génère des matrices qui donnent l'information requise quant à la position et à l'orientation des segments qui représentent l'articulation du genou. Ces informations sont par la suite traitées par l'algorithme cinématique du système d'analyse du genou qui en extrait les paramètres cinématiques. Les différences observées entre les informations d'entrée et les paramètres extraits donnent de l'information quant à la précision des algorithmes.

4.2.2 Validation clinique

Cette étape de validation permet de déterminer en particulier la méthode qui offre des résultats suffisamment significatifs et reproductibles pour aider le clinicien à interpréter le mouvement du genou. À la suite de cette première étude clinique, des indices permettant de documenter de façon claire, précise et non ambiguë les paramètres cinématiques pourront être proposés. Cet aspect constituera une preuve scientifique du potentiel de l'outil à remplir la fonction spécifique visée par cette recherche.

4.2.2.1 Population

Cette première phase de l'étude de validation clinique concerne l'évaluation de genoux sains sur une population homogène sportive représentative de la clientèle ciblée par les ruptures ligamentaires. L'évaluation a eu lieu le jour d'une compétition sportive. Au total, les genoux droits de 16 joueurs(euses) de volley-ball (9 hommes et 7 femmes) dont la moyenne d'âge est de 28.2 ans (18 – 41 ans) ont été évalués. La sélection des sujets a été faite sur une base volontaire, la seule restriction étant l'absence de pathologie diagnostiquée à la connaissance des sujets.

4.2.2.2 Protocole d'acquisition

Le protocole d'acquisition inclut plusieurs étapes dont il faut tenir compte rigoureusement afin d'assurer le bon déroulement de l'expérience. La première étape consiste à vérifier la qualité de l'environnement physique dans lequel se déroule l'expérience. La seconde étape concerne l'installation du système d'attache sur le sujet, le calibrage et la définition des axes de rotation. La troisième étape concerne l'enregistrement de séries de mouvements de l'articulation du genou.

Étape 1) Vérification de la qualité de l'environnement

La vérification de la qualité de l'environnement dans lequel se déroulent les expériences est essentielle de façon à éviter que les résultats obtenus ne soient dépendants de conditions indésirables. Étant donné que le fonctionnement des capteurs magnétiques est sensible à la présence de corps métallique, il faut s'assurer qu'aucun corps étranger n'influence le champ magnétique. Pour ce faire, la source et un capteur ont été fixés sur une plaque à une distance et à une orientation connues et nous avons vérifié que les données lues par le système d'acquisition sont constantes lorsque la plaque est déplacée dans un périmètre considéré raisonnable pour le déroulement de l'expérience.

Étape 2) Préparation du sujet

Afin d'assurer un niveau de précision acceptable tout en limitant le mouvement des masses musculaires et des tissus mous, il est important que le système d'attache soit en contact direct avec les structures osseuses. Du côté latéral, le système d'attache s'appuie sur la partie supérieure du condyle postérieur. Cet appui se trouve entre la bande ilio-tibiale et le biceps femoris. Du côté médial, le dispositif s'appuie sur le tubercule de l'adducteur et derrière le magnus adducteur (Sati, 1995). Pour faciliter l'installation du système d'attache fémoral, le sujet devait légèrement fléchir la jambe. De cette façon, la bande ilio-tibiale est mise en évidence et il est possible de trouver les endroits où le système est en contact avec le condyle. Une tige verticale est fixée à l'aide d'une courroie élastique au niveau de la cuisse afin de stabiliser le système. Pour assurer une certaine constance tout au long de l'expérience, l'installation du système d'attache a relevé de la même personne. Afin que le système d'attache n'entraîne aucune douleur et qu'il ne contraigne pas le mouvement, on a demandé au sujet d'exécuter quelques mouvements. La fixation du système d'attache tibial est plus simple. Le capteur, solidaire d'une bande relativement rigide mais flexible fixée au moyen de courroies au niveau de la cheville et du genou, doit être positionné sur le devant du tibia à l'endroit où le mouvement de la peau est minimisé.

Le calibrage permet d'établir la correspondance entre les os de l'articulation et les os virtuels, en l'occurrence la reconstruction 3D de la géométrie osseuse obtenue au préalable par CT-Scan. Le calibrage permet de reproduire le mouvement réel sur l'interface graphique de façon à ce que les simulations et les analyses cinématiques reflètent la réalité. Étant donné que cette validation clinique est une étude préliminaire, nous avons considéré qu'il n'était pas nécessaire de générer la géométrie osseuse de chaque sujet. Afin de faciliter la procédure et de limiter les inconvénients associés à l'obtention d'une géométrie personnalisée, nous avons utilisé une géométrie osseuse générique. Pour établir la correspondance entre les os de l'articulation d'un sujet et la géométrie osseuse générique, trois points ont été définis à l'aide de la souris sur la géométrie osseuse présente sur l'interface graphique et ces même points ont été digitalisés sur l'articulation à l'aide d'un pointeur. La correspondance entre la réalité et le virtuel est obtenue suite à un processus de calibrage mathématique (Sati, 1995). Pour tous les sujets qui font l'objet de cette étude de reproductibilité, le calibrage a été fait par la même personne.

L'étape de définition des axes de rotation permet d'établir les systèmes de coordonnées articulaires associés au fémur et au tibia pour les calculs ultérieurs (définition gyroscopique des angles d'Euler). Les axes peuvent être définis virtuellement sur l'interface graphique à l'aide de la souris ou en digitalisant des points sur l'articulation des sujets lorsque l'image médicale n'est pas disponible. Étant donné que nous avons utilisé une géométrie osseuse générique, les axes ont été définis sur les sujets.

Il faut toutefois mentionner qu'il n'est pas facile d'effectuer le calibrage et de localiser les axes précisément étant donné la présence de tissus mous. Ces points spécifiques font d'ailleurs l'objet d'un projet de maîtrise actuellement en cours.

Étape 3) Enregistrement de la cinématique

Afin d'évaluer la reproductibilité des paramètres cinématiques, deux situations sont à l'étude. En position debout, on a demandé aux sujets d'effectuer une première série de dix (10) mouvements actifs de l'extension complète vers la flexion et une deuxième série de dix (10) mouvements actifs de la flexion vers l'extension complète. Le mouvement à l'étude est celui du genou droit. Aucune restriction particulière n'a été imposée quant à l'exécution du mouvement si ce n'est le temps alloué pour effectuer le mouvement, soit 5 secondes. Pour exécuter le mouvement, les sujets étaient en position debout, le poids sur la jambe gauche. Un appui était offert pour éviter la perte d'équilibre en particulier lors de la deuxième série ce qui aurait pu influencer le mouvement. La fréquence est de 4 acquisitions par seconde pour un total de 20 acquisitions pour chaque mouvement effectué.

4.2.2.3 Procédure analytique

Cette procédure analytique vise à évaluer la reproductibilité intra-sujet des paramètres cinématiques identifiés. Pour ce qui est de l'approche anatomique (définition gyroscopique des angles d'Euler), le mouvement d'adduction / abduction et les rotations tibiales interne et externe sont exprimés graphiquement en fonction du degré de flexion. En ce qui concerne l'approche mécanique (description hélicoïdale du mouvement), l'évolution des cosinus directeurs est présentée en fonction de l'angle de flexion, tel que défini par la définition gyroscopique des angles d'Euler. L'angle de flexion du genou a été choisi comme paramètre de référence puisqu'il représente l'évolution du mouvement principal de l'articulation du genou. Les données provenant de deux sujets (sujet 2 et sujet 12) ont été filtrées pour analyser l'effet du bruit dans les données. Le filtre utilisé est basé sur la moyenne mobile des données provenant des capteurs. La reproductibilité inter-sujets des paramètres cinématiques est appréciée d'un point de vue qualitatif par l'analyse de l'allure de la courbe.

Afin d'évaluer la reproductibilité intra-sujet, nous avons utilisé des statistiques simples, à savoir la courbe moyenne des dix essais et la déviation standard. Cette analyse est basée sur les résultats qui ont été interpolés sur les courbes au préalable lissées individuellement. Étant donné que ces résultats ne nous donnent pas suffisamment d'informations quant à l'appréciation de la similarité des courbes dans leur ensemble, nous avons calculé un coefficient ajusté de détermination multiple. Basé sur les travaux de Kadaba, Ramakrishnan, Wootten, Gaimey, Gorton et Cochran (1989), ce coefficient (R_a^2) nous permet d'évaluer la reproductibilité intra-sujet des paramètres cinématiques,

$$R_a^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T \frac{(Y_{ijt} - \bar{Y}_{it})^2}{MT(N-1)}}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T \frac{(Y_{ijt} - \bar{Y}_i)^2}{M(NT-1)}}$$

$$\bar{Y}_{it} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Y_{ijt}$$

$$\bar{Y}_i = \frac{1}{NT} \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T Y_{ijt}$$

Y_{ijt} est le $t^{\text{ième}}$ point du $j^{\text{ième}}$ essai évalué le $i^{\text{ième}}$ jour. Étant donné que notre mandat consiste à évaluer la reproductibilité intra-sujet des paramètres cinématiques, les expériences ont été effectuées le même jour de sorte que la condition i est réduite à un jour ($M=1$). Y_{it} est la moyenne associée à un point en particulier pour l'ensemble des essais tandis que Y_i est la moyenne de tous les points considérés pour tous les essais.

Le numérateur de l'expression de R_a^2 représente la variance par rapport à la moyenne au point t tandis que le dénominateur représente la variabilité totale par rapport à la grande moyenne et ce, pour la journée considérée. Lorsque les courbes sont similaires, le numérateur tend vers 0 et R_a^2 tend vers 1. Lorsque les courbes sont différentes, le numérateur et le dénominateur représentent approximativement la même variance de sorte que le rapport tend vers 1 et R_a^2 tend vers 0. Le coefficient ajusté de corrélation multiple correspondant à la racine carrée positive du coefficient ajusté de détermination est utilisé pour évaluer la reproductibilité des paramètres cinématiques.

V. RÉSULTATS

5.1 DÉVELOPPEMENT ET IMPLANTATION INFORMATIQUE

Le développement d'une technologie liée au diagnostic par l'évaluation de la cinématique 3D du genou a consisté en l'intégration d'algorithmes mathématiques représentatifs de principes cinématiques. Ces principes cinématiques visent à mesurer les déplacements relatifs tibio-fémoraux et d'interpréter les mouvements normaux et anormaux de genoux humains. L'analyseur du genou a été utilisé en parallèle avec l'instrumentation périphérique existante, à savoir le système d'attache biomécanique et les capteurs magnétiques (Sati, 1995, Sati, de Guise, Larouche, Drouin, 1996a, b).

Les principes cinématiques présentés au chapitre 4.2 ont été implantés dans le module cinématique de l'analyseur du genou. Bien que la définition gyroscopique des angles d'Euler est utilisée dans le cadre de la validation clinique, l'implantation du système de l'axe flottant fait l'objet d'un autre projet de maîtrise (Ismail El Maach). Cette méthode est toutefois précise puisque l'erreur moyenne qui résulte de la validation expérimentale à l'aide d'un simulateur mécanique (goniomètre) est de 1.6° (rapport interne).

Les algorithmes mathématiques associés à la description hélicoïdale du mouvement ont été programmés et intégrés à ce module cinématique dans le cadre de ce projet de maîtrise. Le traitement mathématique des informations provenant des capteurs est résumé à la figure 5.1 pour un déplacement d'une position i à une position $i+1$. Ces étapes forment une boucle qui doit être complétée pour tous les incréments considérés, i à $i+1$, $i+1$ à $i+2$, etc. Afin de faciliter l'analyse, le fémur est fixé mathématiquement de sorte que c'est le déplacement relatif du tibia par rapport au fémur qui est analysé. Lorsque les conditions imposées par l'algorithme sont respectées, les paramètres cinématiques sont extraits de la matrice $[A]$ qui représente le déplacement relatif du tibia par rapport au fémur.

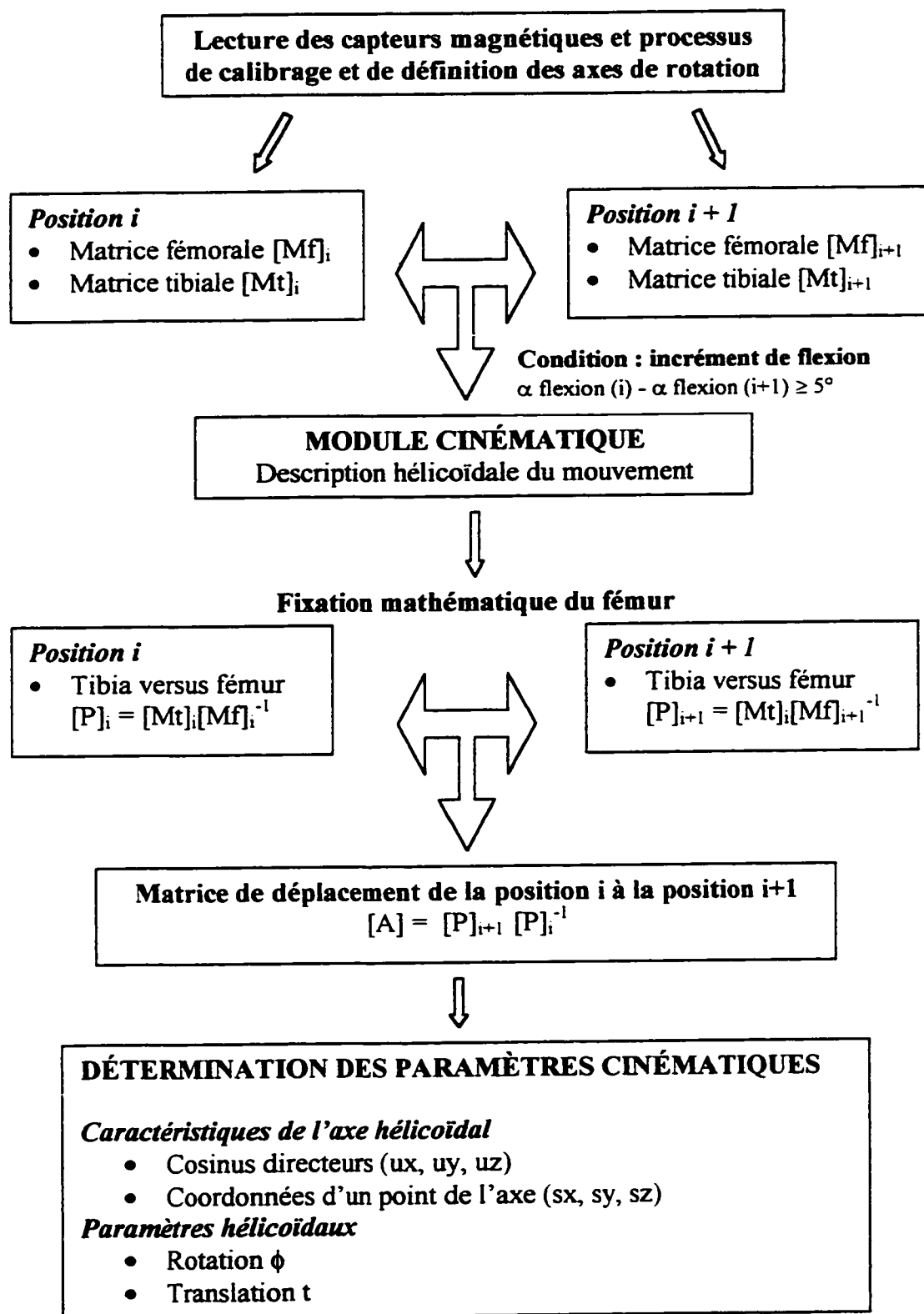


Figure 5.1 Organigramme de l'implantation informatique

5.2 VALIDATION

5.2.1 Validation expérimentale

Les résultats obtenus lors de la validation expérimentale permettent d'apprécier la précision de l'algorithme mathématique utilisé pour la description hélicoïdale du mouvement. Étant donné que des algorithmes mathématiques différents sont disponibles dans la littérature et que ces algorithmes donnent des résultats différents, la première étape a consisté à comparer les paramètres évalués par les différents algorithmes cinématiques implantés dans l'analyseur tridimensionnel du genou avec les données qui ont permis de générer la simulation informatique d'un mouvement du genou.

En ce qui concerne l'analyse des paramètres caractéristiques de l'inclinaison de l'axe hélicoïdal (cosinus directeurs), deux approches différentes ont été analysées : l'approche développée par Kinzel, Hall & Hillberry (1972) et celle de Spoor & Veldpaus (1980) et Woltring, Huiskes, de Lange & Veldpaus (1985) dont l'algorithme utilisé est le même. Les informations pertinentes utilisées pour générer le mouvement simulé et dont nous cherchons à évaluer la précision correspondent aux cosinus directeurs de l'axe hélicoïdal, ($\cos x = 0.967825$; $\cos y = 0.250521$; $\cos z = 0.023522$). Ces valeurs ont été choisies puisqu'elles représentent l'orientation de l'axe lorsque le genou est à mi-chemin de l'amplitude de mouvement possible ($40-45^\circ$). Lors de cette première simulation, nous avons décomposé le mouvement du genou de façon à ce qu'il présente des incréments de rotation de 10 degrés autour de l'axe hélicoïdal. Les erreurs absolue et relative associées à l'évaluation des cosinus directeurs par rapport aux valeurs théoriques d'entrée sont présentées dans le tableau 5.1. De façon générale, les erreurs sont plus élevées lorsque l'algorithme développé par Kinzel et al. (1972) est utilisé. En ce qui concerne l'algorithme développé par Spoor & Veldpaus (1980) et Woltring, Huiskes, de Lange & Veldpaus, les erreurs varient de 0 à 16.47% tandis que l'algorithme proposé par Kinzel, Hall & Hillberry (1972) génère des erreurs allant de 0.01 à 19.38%.

Tableau 5.1 Erreurs absolues et relatives associées aux algorithmes cinématiques retenus

Rotation (degrés)	SPOOR et al. ; WOLTRING et al.			KINZEL et al.		
	Valeur théorique (cos x=0.967825 ; cos y=0.250521 ; cos z=0.023522)					
	<i>E (cos x)</i>	<i>E (cos y)</i>	<i>E (cos z)</i>	<i>E (cos x)</i>	<i>E (cos y)</i>	<i>E (cos z)</i>
0-10°	0.000007 (0%)	-0.000075 (0.03%)	0.000479 (2.04%)	0.000208 (0.02%)	-0.001031 (0.41%)	0.002559 (10.88%)
10-20°	-0.000247 (0.03%)	0.000971 (0.39%)	-0.000155 (0.66%)	-0.000424 (0.04%)	0.001693 (0.68%)	-0.000538 (2.29%)
20-30°	-0.000202 (0.02%)	0.000661 (0.26%)	0.001324 (5.63%)	-0.000304 (0.03%)	0.001194 (0.48%)	-0.000199 (0.85%)
30-40°	0.00051 (0.05%)	-0.001877 (0.75%)	-0.000905 (3.85%)	0.000106 (0.01%)	-0.00056 (0.22%)	0.001652 (7.02%)
40-50°	0.000056 (0.01%)	-0.000104 (0.04%)	-0.001162 (4.94%)	0.000462 (0.05%)	-0.001562 (0.62%)	-0.002237 (9.51%)
50-60°	-0.000022 (0%)	0.000068 (0.03%)	0.000156 (0.66%)	-0.000641 (0.07%)	0.002454 (0.98%)	0.000359 (1.53%)
60-70°	-0.000906 (0.09%)	0.003531 (1.4%)	-0.000042 (0.18%)	-0.000809 (0.08%)	0.003182 (1.27%)	0.000395 (1.68%)
70-80°	0.000861 (0.09%)	-0.003008 (1.20%)	-0.00302 (12.84%)	0.000894 (0.09%)	-0.003027 (1.21%)	-0.004 (17%)
80-90°	0.000078 (0.01%)	-0.000635 (0.25%)	0.003874 (16.47%)	0.000106 (0.01%)	-0.000794 (0.32%)	0.004558 (19.38%)

Étant donné que les erreurs qui découlent de l'utilisation de l'algorithme de Spoor & Veldpaus (1980) et Woltring, Huiskes, de Lange & Veldpaus (1985) sont plus faibles, nous avons retenu cette méthode de façon à entreprendre une validation expérimentale plus élaborée. Cette étape a pour but d'analyser l'effet de la condition imposée pour ce qui est de l'incrément de rotation. En considérant de nouvelles valeurs théoriques représentatives de l'amplitude d'un mouvement normal du genou ($\cos x = 0.9543$; $\cos y = 0.2975$; $\cos z = 0.0362$), les erreurs relatives associées aux cosinus directeurs pour des incréments de rotation de 10, 5 et 2 degrés sont respectivement présentées dans les tableaux 5.2, 5.3 et 5.4. La dernière colonne fait état de l'erreur associée à l'évaluation de l'angle hélicoïdal qui a été imposé pour la simulation. L'erreur absolue de positionnement convertie en degrés est indiquée entre parenthèses.

Tableau 5.2 Erreurs associées à l'orientation de l'axe pour des incréments de 10°

<i>Rotation</i> (degrés)	<i>E (COS X)</i> (Cos x théorique : 0.9543)	<i>E (COS Y)</i> (Cos y théorique : 0.2975)	<i>E (COS Z)</i> (Cos z théorique : 0.0362)	<i>E (ANGLE)</i> (Angle théorique : 10°)
0-10	-	0.67% (0.12°)	2.78% (0.06°)	0.16% (-0.016°)
10-20	-	0.67% (0.12°)	11.1% (0.23°)	0.03% (0.003°)
20-30	-	0.34% (0.06°)	5.56% (0.11°)	0.18% (0.018°)
30-40	-	0.67% (0.12°)	5.56% (0.11°)	0.17% (-0.017°)
40-50	-	-	8.33% (0.18°)	0.09% (-0.009°)
50-60	-	0.34% (0.06°)	2.78% (0.06°)	0.13% (0.013°)
60-70	-	0.34% (0.06°)	-	0.02% (0.002°)
70-80	0.1% (0.19°)	1.01% (0.18°)	2.78% (0.06°)	0.23% (0.023°)
80-90	0.1% (0.19°)	0.67% (0.12°)	2.78% (0.06°)	0.43% (-0.043°)

Lorsque le mouvement du genou est décomposé au moyen d'incrément de rotation de 10 degrés (tableau 5.2), l'évaluation de l'angle hélicoïdal varie de 9.977 à 10.043 degrés. Ces valeurs sont associées à une erreur relative allant de 0.02 à 0.43%. Quant à l'évaluation du cosinus directeur selon l'axe x (cos x), l'erreur est pratiquement nulle à l'exception des valeurs calculées lorsque l'angle de flexion varie de 70 à 90 degrés pour lesquelles l'erreur relative (0.1%) représente une erreur angulaire absolue de 0.19 degré (erreur moyenne : 0.04°). L'erreur qui ressort de l'évaluation du cosinus directeur selon l'axe y (cos y) est également faible mais relativement constante tout au long de l'amplitude du mouvement, variant de 0.34 à 0.67%. Seule l'évaluation à un angle de flexion de 70 degrés est moins précise puisque nous obtenons une erreur de 1%, ce qui est toutefois acceptable puisque la différence en terme angulaire correspond à 0.18 degrés (erreur moyenne : 0.09°). L'évaluation du cosinus directeur selon l'axe z est beaucoup moins précise, ce que confirme l'erreur relative calculée qui varie de 2.78% à 11.1%. Toutefois, bien que plus élevée, cette erreur n'entraîne qu'une erreur maximale d'orientation de 0.23 degré (erreur moyenne : 0.10°).

Tableau 5.3 Erreurs associées à l'orientation de l'axe pour des incréments de 5°

<i>Rotation (degrés)</i>	<i>E (COS X)</i> (Cos x théorique : 0.9543)	<i>E (COS Y)</i> (Cos y théorique : 0.2975)	<i>E (COS Z)</i> (Cos z théorique : 0.0362)	<i>E (ANGLE)</i> (Angle théorique : 5°)
5-10	0.1% (0.19°)	1.34% (0.24°)	11.1% (0.23°)	0.46% (-0.023°)
10-15	0.1% (0.19°)	0.67% (0.12°)	2.78% (0.06°)	0.26% (0.013°)
15-20	-	0.34% (0.06°)	16.7% (0.34°)	0.16% (-0.008°)
20-25	-	1.00% (0.18°)	22.2% (0.46°)	0.50% (0.025°)
25-30	0.1% (0.19°)	0.67% (0.12°)	11.1% (0.23°)	0.18% (-0.009°)
30-35	-	0.34% (0.06°)	2.78% (0.06°)	0.02% (-0.001°)
35-40	-	0.34% (0.06°)	13.9% (0.29°)	0.30% (-0.015°)
40-45	-	0.34% (0.06°)	8.33% (0.18°)	0.16% (0.008°)
45-50	-	0.34% (0.06°)	8.33% (0.18°)	0.34% (-0.017°)
50-55	-	0.34% (0.06°)	19.4% (0.40°)	0.28% (0.014°)
55-60	0.1% (0.19°)	0.67% (0.12°)	11.1% (0.23°)	-
60-65	0.1% (0.19°)	1.00% (0.18°)	2.78% (0.06°)	0.14% (0.007°)
65-70	-	0.34% (0.06°)	-	0.12% (-0.006°)
70-75	-	0.67% (0.12°)	5.56% (0.11°)	0.08% (-0.004°)
75-80	0.1% (0.19°)	1.34% (0.24°)	-	0.34% (0.017°)
80-85	0.1% (0.19°)	1.00% (0.18°)	5.56% (0.11°)	0.50% (-0.025°)
85-90	-	-	-	0.34% (-0.017°)

Lorsque le mouvement du genou est contraint d'effectuer des incréments de rotation de 5 degrés (tableau 5.3), l'évaluation de l'angle hélicoïdal varie de 4.975 à 5.025 degrés. Ces valeurs sont associées à une erreur relative de 0.02 à 0.5%. Quant à l'évaluation du cosinus directeur selon l'axe x (cos x), l'erreur est nulle ou négligeable (0.1%) puisqu'elle correspond à une variation angulaire de 0.19 degré (erreur moyenne : 0.08°). L'erreur qui ressort de l'évaluation du cosinus directeur selon l'axe y (cos y) est également faible (0.34 à 1.68%) bien que plus importante que celle associée à l'évaluation de cos x. Cependant, cette erreur entraîne une variation de positionnement de 0.06 à 0.30 degré (erreur moyenne : 0.11°). L'évaluation du cosinus directeur selon l'axe z est beaucoup moins précise, ce que confirme l'erreur relative calculée variant de 2.78% à 22.2%. Toutefois, cette erreur entraîne une erreur d'orientation maximale de seulement 0.46 degré (erreur moyenne : 0.17°).

Tableau 5.4 Erreurs associées à l'orientation de l'axe pour des incréments de 2°

Rotation (degrés)	<i>E (COS X)</i> (Cos x théorique : 0.9543)	<i>E (COS Y)</i> (Cos y théorique : 0.2975)	<i>E (COS Z)</i> (Cos z théorique : 0.0362)	<i>E (ANGLE)</i> (Angle théorique : 2°)
10-12	0.31% (0.56°)	3.02% (0.54°)	19.4% (0.40°)	0.15% (0.003°)
12-14	-	0.34% (0.06°)	19.4% (0.40°)	1.35% (0.027°)
14-16	0.10% (0.19°)	1.34% (0.24°)	19.4% (0.40°)	0.80% (0.016°)
16-18	0.10% (0.19°)	1.01% (0.18°)	8.33% (0.18°)	0.65% (0.013°)
18-20	0.10% (0.19°)	0.34% (0.06°)	19.4% (0.40°)	1.15% (0.023°)
20-22	-	0.67% (0.12°)	27.8% (0.57°)	0.30% (0.006°)
22-24	0.10% (0.19°)	0.67% (0.12°)	8.33% (0.18°)	0.50% (0.010°)
24-26	0.31% (0.56°)	2.35% (0.42°)	22.2% (0.46°)	0.35% (0.007°)
26-28	-	-	11.1% (0.23°)	1.25% (0.025°)
28-30	0.42% (0.75°)	4.70% (0.84°)	-	0.90% (0.018°)
30-32	0.10% (0.19°)	0.67% (0.12°)	2.78% (0.06°)	0.40% (0.008°)
32-34	0.10% (0.19°)	1.34% (0.24°)	33.3% (0.69°)	0.15% (0.003°)
34-36	0.21% (0.39°)	2.35% (0.42°)	38.9% (0.80°)	0.25% (0.005°)
36-38	0.21% (0.39°)	2.01% (0.36°)	11.1% (0.23°)	0.15% (0.003°)
38-40	0.21% (0.39°)	1.34% (0.24°)	41.7% (0.86°)	0.45% (0.009°)
40-42	-	-	33.3% (0.69°)	-
42-44	0.10% (0.19°)	1.01% (0.18°)	2.78% (0.06°)	0.10% (0.002°)
44-46	0.10% (0.19°)	1.68% (0.30°)	19.4% (0.40°)	0.40% (0.008°)
46-48	0.31% (0.56°)	3.02% (0.54°)	8.33% (0.18°)	0.05% (0.001°)
48-50	0.10% (0.19°)	0.67% (0.12°)	25.0% (0.52°)	1.05% (0.021°)
50-52	0.31% (0.56°)	3.02% (0.54°)	19.4% (0.40°)	0.45% (0.009°)
52-54	0.31% (0.56°)	3.69% (0.60°)	-	0.60% (0.012°)
54-56	0.10% (0.19°)	0.67% (0.12°)	22.2% (0.46°)	-
56-58	0.21% (0.39°)	2.35% (0.42°)	30.6% (0.63°)	1.30% (0.026°)
58-60	-	0.34% (0.06°)	8.33% (0.18°)	1.55% (0.031°)
60-62	0.10% (0.19°)	1.34% (0.24°)	8.33% (0.18°)	0.50% (0.010°)
62-64	0.42% (0.75°)	4.03% (0.72°)	16.7% (0.34°)	0.45% (0.009°)
64-66	0.42% (0.75°)	4.70% (0.84°)	16.7% (0.34°)	1.15% (0.023°)
66-68	-	0.67% (0.12°)	16.7% (0.34°)	1.10% (0.022°)
68-70	0.21% (0.39°)	2.68% (0.48°)	8.33% (0.18°)	0.05% (0.001°)
70-72	0.21% (0.39°)	2.01% (0.36°)	8.33% (0.18°)	0.10% (0.002°)
72-74	0.10% (0.19°)	1.01% (0.18°)	-	1.20% (0.024°)
74-76	-	1.34% (0.24°)	33.3% (0.69°)	1.00% (0.020°)
76-78	0.10% (0.19°)	1.01% (0.18°)	13.9% (0.29°)	0.10% (0.002°)
78-80	0.10% (0.19°)	1.34% (0.24°)	2.78% (0.06°)	0.70% (0.014°)

Lorsque le mouvement du genou est contraint d'effectuer des incréments de rotation de 2 degrés (tableau 5.4), l'évaluation de l'angle hélicoïdal varie de 1.973 à 2.031 degrés. Ces valeurs sont associées à une erreur relative allant de 0.05 à 1.55%. Quant à l'évaluation du cosinus directeur selon l'axe x ($\cos x$), l'erreur relative est de l'ordre de 0.1 à 0.42% ce qui correspond à une variation angulaire maximale de 0.75 degrés (erreur moyenne : 0.29°). L'erreur qui ressort de l'évaluation du cosinus directeur selon l'axe y ($\cos y$) varie de 0.34 à 4.70%. Cependant, cette erreur n'entraîne qu'une erreur de positionnement de 0.06 à 0.84 degré (erreur moyenne : 0.30°). L'évaluation du cosinus directeur selon l'axe z est beaucoup moins précise, ce que confirme l'erreur relative calculée qui varie de 2.78% à 41.7%. Toutefois, bien que plus élevée, cette erreur est responsable d'une erreur de positionnement maximale de 0.86 degré (erreur moyenne : 0.34°).

Le tableau 5.5 présente un résumé des erreurs moyennes, exprimées en degrés, entre les valeurs théoriques et les valeurs expérimentales associées aux cosinus directeurs pour les situations où l'incrément de rotation est de 10, 5 et 2 degrés. Ces erreurs correspondent à la moyenne des erreurs obtenues lorsqu'on considère des incréments de 2, 5 et 10 degrés et ce, pour une plage de 0 – 90 degrés de flexion. Il ressort de ces résultats que plus l'incrément de rotation autour de l'axe hélicoïdal est grand, plus l'évaluation de l'orientation de l'axe est précise.

Tableau 5.5 Résumé des erreurs associées à l'orientation de l'axe hélicoïdal

Incrément de rotation (degrés)	Orientation de l'axe hélicoïdal (degrés)		
	<i>Selon x ($\cos^{-1} x$)</i>	<i>Selon y ($\cos^{-1} y$)</i>	<i>Selon z ($\cos^{-1} z$)</i>
10 degrés	0.04°	0.09°	0.10°
5 degrés	0.08°	0.11°	0.17°
2 degrés	0.29°	0.30°	0.34°

5.2.2 Validation clinique

Les paramètres reflétant les définitions anatomiques du mouvement, soient les rotations adduction / abduction et les rotations interne / externe, de même que les paramètres mécaniques caractéristiques de la cinématique du genou, à savoir les cosinus directeurs de l'axe hélicoïdal, ont été calculés pour les deux types de mouvement imposés à notre groupe cible composé de 16 sujets. Ces paramètres sont exprimés graphiquement en fonction du degré de flexion ou d'extension du genou selon le type de mouvement considéré (extension → flexion ou flexion → extension).

Étant donné que la technique utilisée pour effectuer le calibrage et la définition des axes de rotation du genou n'est pas au point, il faut être vigilant quant à la signification clinique des valeurs numériques associées à ces paramètres. À cet effet, en aucun cas il ne faut considérer la valeur absolue des paramètres cinématiques puisque ces derniers sont définis par rapport à des axes de rotation du genou qui ne sont pas nécessairement localisés dans des positions anatomiques correctes (Cf. Discussion). L'interprétation clinique du mouvement doit être appréciée de façon qualitative par l'analyse de l'allure de la courbe ou encore en considérant l'amplitude relative du paramètre.

5.2.2.1 Définition gyroscopique des angles d'Euler

Dans un premier temps, les données expérimentales provenant des 10 essais ont été considérées peu importe l'amplitude des mouvements. Une analyse de régression a été utilisée de façon à représenter les 10 essais à l'aide d'une courbe de tendance dont le coefficient de détermination est suffisamment élevé pour être significatif. Ce coefficient nous permet de juger de l'exactitude du type de régression utilisée et a servi d'indice préliminaire quant à la reproductibilité des mouvements. La courbe de tendance a été utilisée pour ce qui est de l'interprétation clinique des paramètres de la cinématique.

1) Adduction / abduction

Les graphiques illustrant les données expérimentales exprimant le mouvement d'adduction / abduction, la courbe de tendance associée à ce mouvement et le coefficient de détermination sont présentés à l'annexe III pour tous les sujets. La plupart des sujets présentent un mouvement d'abduction lors de la flexion du genou et un mouvement d'adduction lors de l'extension du genou à l'exception des sujets 10 et 14 pour lesquels le mouvement du genou est accompagné de mouvements d'adduction et d'abduction. Le tableau 5.6 résume les coefficients de détermination associés à la courbe de tendance qui représente les essais effectués par chaque sujet. En ce qui concerne les mouvements de l'extension vers la flexion, les coefficients de détermination varient de 0.2722 à 0.9972 tandis que pour les mouvements de la flexion vers l'extension, ces coefficients varient de 0.8691 à 0.9978.

Tableau 5.6 Coefficients de détermination des mouvements d'abduction/adduction

SUJETS (Sexe)	ABDUCTION / ADDUCTION (Coefficient de détermination R^2)	
	<i>Extension → flexion</i>	<i>Flexion → extension</i>
Sujet 1 (F)	0.9261	0.8708
Sujet 2 (M)	0.9972	0.9978
Sujet 3 (M)	0.9717	0.9695
Sujet 4 (M)	0.2722	0.9618
Sujet 5 (M)	0.9637	0.9063
Sujet 6 (M)	0.9918	0.9934
Sujet 7 (F)	0.9609	0.9857
Sujet 8 (M)	0.9970	0.9964
Sujet 9 (F)	0.9847	0.9947
Sujet 10 (F)	0.8538	0.9404
Sujet 11 (M)	0.5961	0.8691
Sujet 12 (M)	0.9825	0.9884
Sujet 13 (F)	0.9881	0.9885
Sujet 14 (F)	0.8983	0.8838
Sujet 15 (F)	0.9735	0.9647
Sujet 16 (M)	0.9664	0.9771

À titre d'exemple seront présentés les graphiques illustrant les mouvements d'adduction / abduction des sujets 15 et 11 pour ce qui est des essais représentatifs des mouvements de l'extension vers la flexion et des mouvements de la flexion vers l'extension. Nous avons choisi d'illustrer les cas typiques d'un sujet (sujet 15) dont le mouvement d'adduction / abduction est reproductible ($R^2=0.9735$ et $R^2=0.9647$) et d'un sujet (sujet 11) dont les essais ne permettent pas d'obtenir des paramètres reproductibles ($R^2=0.5961$ et $R^2=0.8691$). La figure 5.2 présente le paramètre cinématique (abduction) obtenu par le sujet 15 pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement du genou de l'extension vers la flexion.

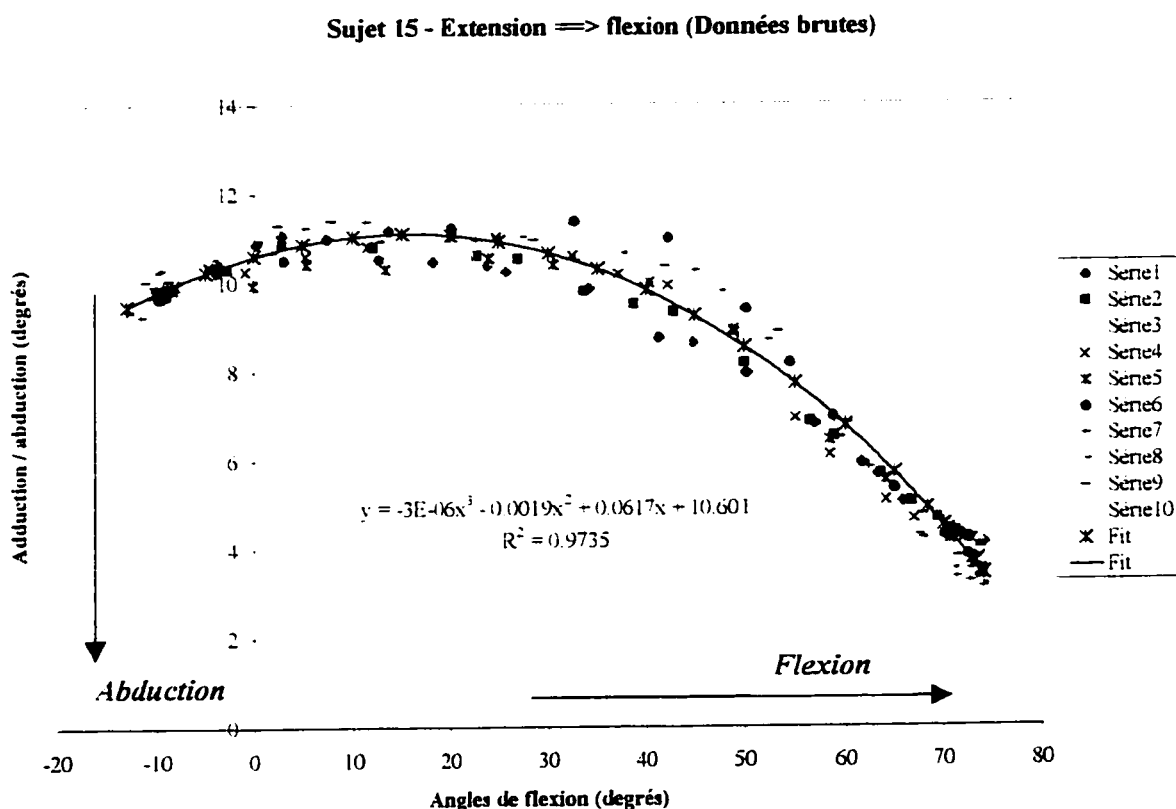


Figure 5.2 Cas typique d'un mouvement d'abduction (sujet 15)

Il ressort de ce graphique que, durant les 35 premiers degrés de flexion (-15 à 20°), le mouvement du genou est accompagné d'un léger mouvement d'adduction d'une amplitude de 1 degré. Par la suite, le mouvement d'abduction augmente graduellement d'une amplitude relative de 7 degrés lorsque nous considérons un intervalle de flexion de 55 degrés (20 à 75°).

La figure 5.3 présente le paramètre cinématique (abduction) obtenu par le sujet 11 pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement du genou de *l'extension vers la flexion*. Bien que les essais effectués par le sujet 11 ne soient pas reproductibles qualitativement et quantitativement, la courbe de tendance reflète tout de même l'allure de la courbe de chaque essai considéré individuellement.

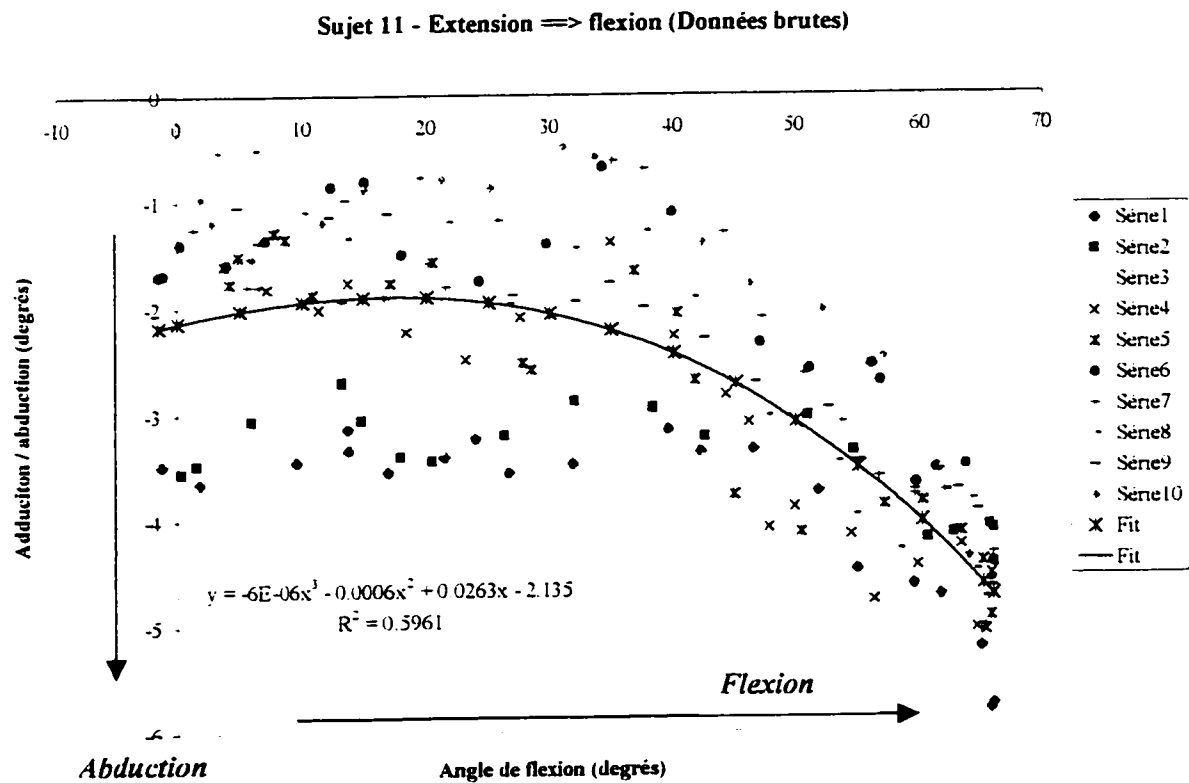


Figure 5.3 Cas typique d'un mouvement d'abduction (sujet 11)

Tous les essais présentent un léger mouvement d'adduction (négligeable) en début de flexion (0 à 20°). Ce mouvement est suivi d'un mouvement d'abduction d'une amplitude approximative de 3 degrés pour un intervalle de flexion de 45 degrés, soit de 20 à 65 degrés.

En ce qui concerne l'ensemble des sujets (annexe III), les courbes associées au mouvement d'abduction pour un mouvement de *l'extension vers la flexion* présentent certaines caractéristiques qu'il est possible de classer de façon qualitative selon trois types de graphique. Ces caractéristiques sont résumés en détail au tableau 5.7 en fonction du type de graphique auquel les mouvements des sujets sont associés. Plus particulièrement,

- 1) Les sujets 1, 4, 7, 9, 11, 12, 15 et 16 présentent une courbe dont l'allure est identique à celles présentées à la figure 5.2 bien que l'amplitude relative du mouvement soit légèrement différente selon les sujets. L'abduction est nulle ou négligeable au début du mouvement et s'accroît pour atteindre une amplitude relative moyenne de 8.4 degrés (2 à 15°) sur un intervalle moyen de flexion de 70 degrés (60 à 85°).
- 2) Les mouvements des sujets 2, 3, 5, 6, 8 et 13 sont associés à un type de courbe qui est pratiquement linéaire (Cf. page 142). L'amplitude de l'abduction varie énormément d'un sujet à l'autre de sorte qu'il n'est pas pertinent de calculer la moyenne (tableau 5.7).
- 3) Les sujets 10 et 14 sont associés à un type de courbe mixte laquelle présente un léger mouvement d'adduction sur un premier intervalle de flexion de 35 degrés (0-35°) d'une amplitude relative moyenne de 3 degrés (2 et 4°). Cette adduction est suivie d'un mouvement d'abduction d'une amplitude de 6.5 degrés (6 et 7°) jusqu'à la fin du mouvement (35 à 70°) (Cf. page 150).

Tableau 5.7 Caractéristiques du mouvement d'abduction (extension → flexion)

<i>Type de graphique</i>	<i>Sujets (Sexe)</i>	<i>Intervalle de flexion (degrés)</i>	<i>Amplitude de l'abduction (degrés)</i>
Courbe dont l'augmentation est graduelle	Sujet 1 (F)	85° (-15 à 70 °)	Abduction 6°
	Sujet 4 (M)	60° (0 à 60 °)	Abduction 2°
	Sujet 7 (F)	60° (0 à 60°)	Abduction 8°
	Sujet 9 (F)	75° (-5 à 70°)	Abduction 13°
	Sujet 11 (M)	65° (0 à 65°)	Abduction 3°
	Sujet 12 (M)	70° (0 à 70°)	Abduction 15°
	Sujet 15 (F)	80° (-10 à 70°)	Abduction 7°
	Sujet 16 (M)	65° (0 à 65°)	Abduction 13°
Courbe linéaire	Sujet 2 (M)	65° (0 à 65 °)	Abduction 24°
	Sujet 3 (M)	80° (-10 à 70 °)	Abduction 13°
	Sujet 5 (M)	75° (-15 à 60°)	Abduction 8°
	Sujet 6 (M)	60° (-2.5 à 57.5°)	Abduction 35°
	Sujet 8 (M)	70° (-5 à 65°)	Abduction 18°
	Sujet 13 (F)	80° (-5 à 75°)	Abduction 16°
Courbe mixte	Sujet 10 (F)	35° (0 à 35°)	Adduction 2°
		35° (35 à 70°)	Abduction 6°
	Sujet 14 (F)	35° (0 à 35°)	Adduction 4°
		35° (35 à 70°)	Abduction 7°

Les figures 5.4 et 5.5 présentent les paramètres cinématiques (adduction) qui ont été obtenus pour ce qui est du type de mouvement inverse qui a été présenté aux figures 5.2 et 5.3. Étant donné que le mouvement enregistré est un mouvement d'extension (90 degrés de flexion → extension), les graphiques doivent être interprétés de la droite vers la gauche. La figure 5.4 correspond au mouvement d'adduction du sujet 15 pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement de *la flexion vers l'extension* du genou.

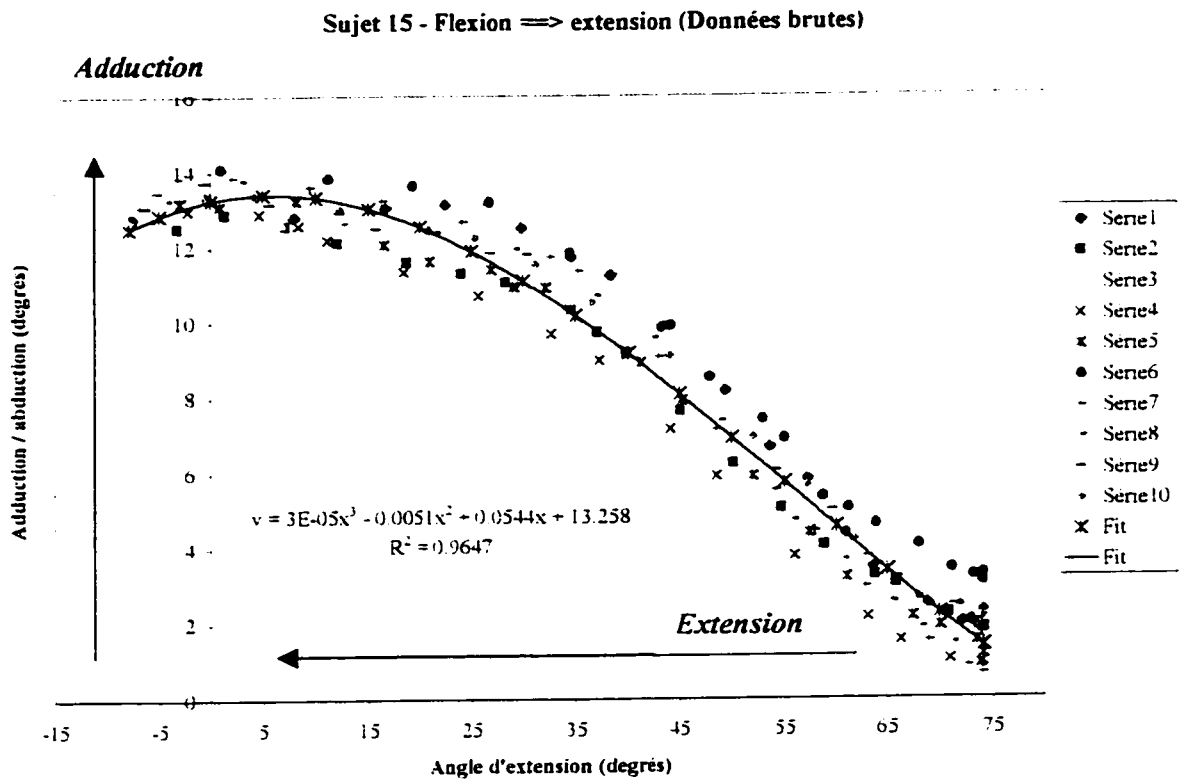


Figure 5.4 Cas typique d'un mouvement d'adduction (sujet 15)

L'analyse de ce graphique nous permet d'observer le phénomène inverse présenté dans le cas d'un mouvement d'extension vers la flexion (figure 5.2) bien que l'amplitude relative du mouvement présenté à la figure 5.4 soit plus importante. L'amplitude du mouvement d'adduction augmente graduellement d'une amplitude relative de 11 degrés pour un intervalle de 70 degrés d'extension (75 à 5°). Durant les 15 derniers degrés d'extension (5 à -10°), le mouvement présente un léger mouvement d'abduction dont l'amplitude relative est de 1 degré.

La figure 5.5 présente le mouvement (adduction) du sujet 11 pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement de *la flexion vers l'extension* du genou.

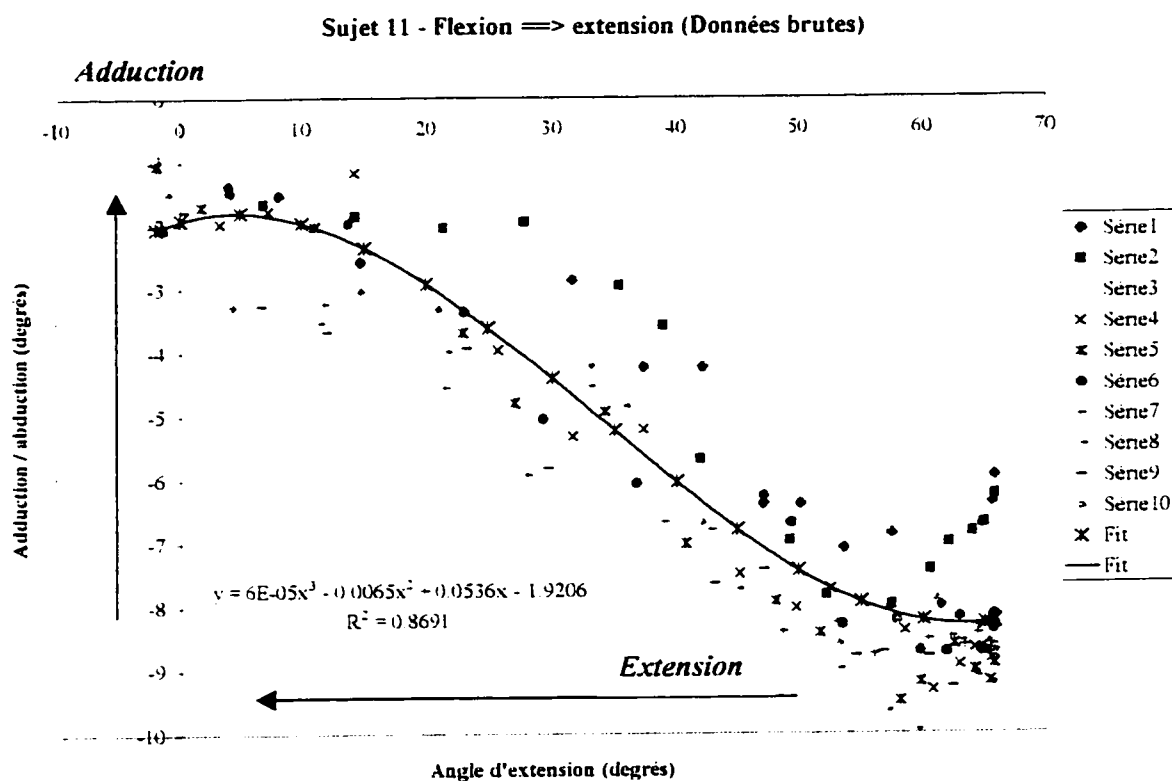


Figure 5.5 Cas typique d'un mouvement d'adduction (sujet 11)

L'analyse de ce graphique nous permet d'observer que l'amplitude relative du mouvement d'adduction augmente graduellement d'une amplitude relative de 6 degrés pour un intervalle de 55 degrés d'extension (65 à 10°). Une valeur seuil est atteinte et conservée durant les derniers 10 degrés d'extension (10 à 0°). Dans ce cas précis, l'allure de la courbe du paramètre cinématique obtenu (adduction) n'évolue pas à l'inverse du paramètre obtenu pour le mouvement de flexion vers l'extension.

En ce qui concerne l'ensemble des sujets (annexe III), les courbes associées au mouvement d'adduction pour un mouvement de *la flexion vers l'extension* présentent certaines caractéristiques qu'il est possible de classer de façon qualitative selon trois types de graphique. Notamment,

- 1) Les sujets 4, 7, 8, 9, 12, 13 et 16 présentent une courbe dont l'allure est identique à celles présentées à la figure 5.4 bien que l'amplitude relative du mouvement soit légèrement différente selon les sujets. L'adduction est nulle ou négligeable au début du mouvement et s'accroît pour atteindre une amplitude relative moyenne de 14 degrés (6 à 19°) sur un intervalle moyen de flexion de 72.8 degrés (60 à 85°).
- 2) Les mouvements des sujets 2, 3, 5 et 6 sont associés à un type de courbe qui est pratiquement linéaire (Cf. page 158). L'amplitude de l'adduction varie énormément d'un sujet à l'autre de sorte qu'il n'est pas pertinent de calculer la moyenne (tableau 5.8).
- 3) Les sujets 1, 10 et 14 sont associées à un type de courbe mixte laquelle présente une amplitude relative d'adduction de 8 degrés sur un premier intervalle d'extension de 51.7 degrés (45 à 60°). Ce mouvement est suivi d'un léger mouvement d'abduction d'une amplitude relative moyenne de 3 degrés (2 à 4°) pour un intervalle d'extension moyen de 33.3 degrés (30 à 40°) (Cf. page 166). Ces courbes sont similaires au type de courbe dont l'augmentation est graduelle à la différence que l'amplitude relative du mouvement d'adduction est plus importante au début du mouvement du genou.

Ces caractéristiques sont résumés en détail au tableau 5.8 en fonction du type de graphique auquel les mouvements des sujets sont associés.

Tableau 5.8 Caractéristiques du mouvement d'adduction (flexion → extension)

<i>Type de graphique</i>	<i>Sujets (Sexe)</i>	<i>Intervalle de flexion (degrés)</i>	<i>Amplitude de l'adduction (degrés)</i>
Courbe dont l'augmentation est graduelle	Sujet 4 (M)	60° (60 à 0 °)	Adduction 7°
	Sujet 7 (F)	60° (60 à 0 °)	Adduction 11°
	Sujet 8 (M)	85° (65 à -20°)	Adduction 18°
	Sujet 9 (F)	80° (70 à -10°)	Adduction 17°
	Sujet 11 (M)	65° (65 à 0°)	Adduction 6°
	Sujet 12 (M)	80° (70 à -10°)	Adduction 19°
	Sujet 13 (F)	80° (70 à -10°)	Adduction 19°
	Sujet 15 (F)	80° (75 à -5°)	Adduction 11°
	Sujet 16 (M)	65° (65 à 0°)	Adduction 18°
Courbe linéaire	Sujet 2 (M)	70° (65 à -5 °)	Adduction 30°
	Sujet 3 (M)	70° (70 à 0 °)	Adduction 14°
	Sujet 5 (M)	75° (60 à -15°)	Adduction 11°
	Sujet 6 (M)	60° (55 à -5°)	Adduction 35°
Courbe mixte	Sujet 1 (F)	60° (70 à 10 °) 40° (10 à -30°)	Adduction 8° Abduction 3°
	Sujet 10 (F)	45° (75 à 30°) 30° (30 à 0°)	Adduction 8° Abduction 2°
	Sujet 14 (F)	50° (70 à 20°) 30° (20 à -10°)	Adduction 8° Abduction 4°

Afin de procéder à une étude statistique plus élaborée, les données expérimentales obtenues ont été lissées. Pour chaque essai, nous avons déterminé une courbe de tendance polynomiale qui représente les données expérimentales avec un coefficient de régression suffisamment élevé. Nous avons trouvé le juste milieu entre l'ordre du polynôme utilisé et le coefficient de détermination qui y est associé.

Afin de comparer les 10 essais, nous avons considéré l'amplitude du mouvement de l'essai le plus court afin de générer des données à l'aide des équations provenant des courbes de tendance. Durant l'intervalle de mouvement considéré, des valeurs ont été interpolées à tous les 5 degrés de flexion (extension) du genou. À partir de ces valeurs, nous avons pu déterminer des statistiques simples, c'est-à-dire la courbe moyenne et la déviation standard calculée aux valeurs interpolées. De plus, l'indice de reproductibilité intra-sujet décrit au chapitre 3.2.2.3 (Procédure analytique) a pu être évalué.

À titre d'exemple, les figure 5.6 et 5.7 présentent les données lissées associées au mouvement (abduction) des sujets 15 et 11, la courbe moyenne et la déviation standard pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement de *l'extension vers la flexion*.

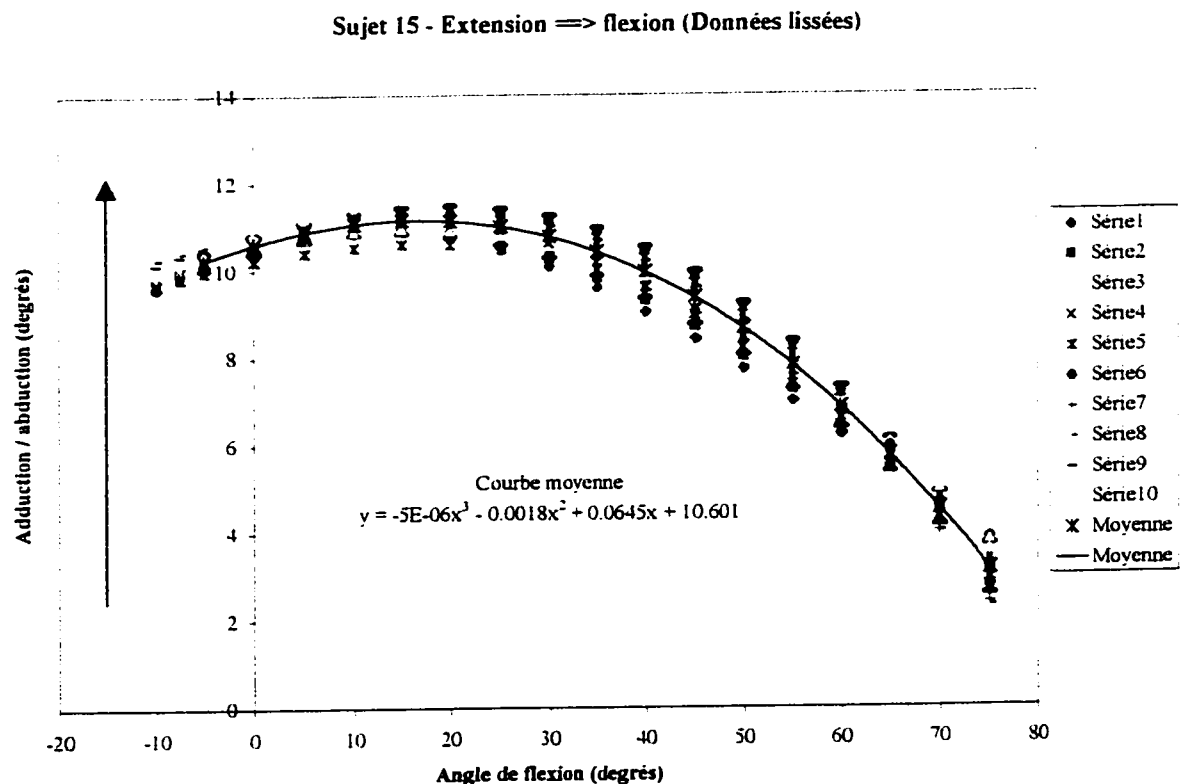


Figure 5.6 Données lissées associées à un mouvement d'abduction (sujet 15)

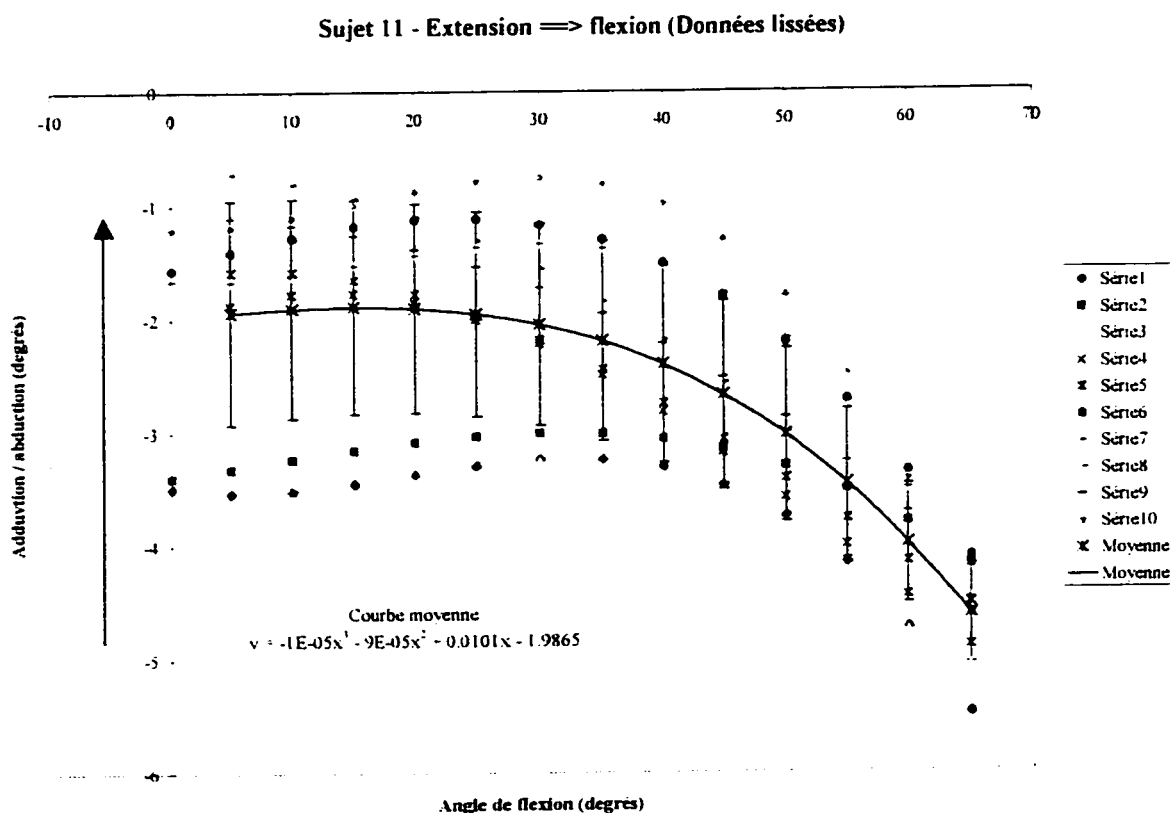


Figure 5.7 Données lissées associées à un mouvement d'abduction (sujet 11)

Les caractéristiques de ces courbes sont identiques à celles des figures 5.2 et 5.3 à la différence que la courbe moyenne et la déviation standard ont été évaluées à partir des données interpolés. Lorsqu'on compare les équations associées à la courbe de tendance (figure 5.2) et à la courbe moyenne (figure 5.6), les coefficients des équations sont presque identiques, ce qui confirme que le lissage individualisé des essais permet de générer des données qui pourront être utilisées pour des statistiques plus élaborées. Les différences observées proviennent de l'amplitude du mouvement qui a été normalisée à l'essai le plus court.

Les graphiques illustrant les données lissées, la courbe moyenne associée au mouvement d'adduction / abduction et la déviation standard sont présentées à l'annexe III pour tous les sujets. Le tableau 5.9 résume les coefficients ajustés de corrélation multiple qui nous permettent de juger de la reproductibilité des essais associés à ce mouvement. En ce qui concerne les mouvements de l'extension vers la flexion, ces coefficients varient de 0.5200 à 0.9985 tandis que pour les mouvements de la flexion vers l'extension, ces coefficients varient de 0.9054 à 0.9982.

Tableau 5.9 Coefficients ajustés de corrélation multiple d'adduction / abduction

SUJETS (Sexe : M / F)	ABDUCTION / ADDUCTION (Coefficient ajusté de corrélation multiple R_a)	
	<i>Extension → flexion</i>	<i>Flexion → extension</i>
Sujet 1 (F)	0.9338	0.9244
Sujet 2 (M)	0.9980	0.9982
Sujet 3 (M)	0.9793	0.9756
Sujet 4 (M)	0.5200	0.9795
Sujet 5 (M)	0.9721	0.9054
Sujet 6 (M)	0.9874	0.9887
Sujet 7 (F)	0.9757	0.9886
Sujet 8 (M)	0.9985	0.9982
Sujet 9 (F)	0.9940	0.9967
Sujet 10 (F)	0.9049	0.9701
Sujet 11 (M)	0.7095	0.9244
Sujet 12 (M)	0.9933	0.9931
Sujet 13 (F)	0.9938	0.9915
Sujet 14 (F)	0.9393	0.9286
Sujet 15 (F)	0.9841	0.9802
Sujet 16 (M)	0.9838	0.9740

2) Rotations tibiales interne et externe

Les graphiques illustrant les données expérimentales exprimant le mouvement de rotation tibiale, la courbe de tendance associée à ce mouvement et le coefficient de détermination de tous les sujets sont présentés à l'annexe IV. La plupart des sujets présentent un mouvement de rotation tibiale interne lors de la flexion du genou et un mouvement de rotation tibiale externe lors de l'extension du genou à l'exception du sujet 6 pour lequel cette tendance est inversée et des sujets 2 et 8 pour lesquels le mouvement est partagé entre une rotation interne et une rotation externe. Le tableau 5.10 résume les coefficients de détermination associés à la courbe de tendance qui représente les essais effectués par chaque sujet. En ce qui concerne les mouvements de l'extension vers la flexion, les coefficients de détermination varient de 0.3770 à 0.9723 tandis que pour les mouvements de la flexion vers l'extension, ces coefficients varient de 0.3407 à 0.9696.

Tableau 5.10 Coefficients de détermination des mouvements de rotation tibiale

SUJETS	ROTATIONS INTERNE / EXTERNE (Coefficient de détermination R^2)	
	<i>Extension → flexion</i>	<i>Flexion → extension</i>
Sujet 1 (F)	0.9513	0.9696
Sujet 2 (M)	0.9191	0.9145
Sujet 3 (M)	0.8783	0.7506
Sujet 4 (M)	0.8301	0.9405
Sujet 5 (M)	0.8656	0.8109
Sujet 6 (M)	0.9723	0.9635
Sujet 7 (F)	0.5541	0.8868
Sujet 8 (M)	0.8184	0.8323
Sujet 9 (F)	0.9552	0.9501
Sujet 10 (F)	0.9327	0.9294
Sujet 11 (M)	0.3770	0.3407
Sujet 12 (M)	0.9449	0.9436
Sujet 13 (F)	0.8481	0.9538
Sujet 14 (F)	0.9595	0.9516
Sujet 15 (F)	0.9634	0.9456
Sujet 16 (M)	0.8856	0.7012

À titre d'exemple seront présentés les graphiques illustrant les mouvements de rotations tibiales interne / externe des sujets 15 et 11 pour ce qui est des essais représentatifs des mouvements de l'extension vers la flexion et des mouvements de la flexion vers l'extension. Nous avons choisi d'illustrer les mouvements des sujets 15 et 11 de façon à présenter la cinématique complète en rotation de ces sujets. De plus, le mouvement de rotation tibiale du sujet 15 est reproductible (interne : $R^2=0.9634$ et externe: $R^2=0.9456$) tandis que les essais du sujet 11 ne permettent pas d'obtenir des paramètres reproductibles (interne : $R^2=0.3770$ et externe : $R^2=0.3407$). La figure 5.8 présente la rotation tibiale interne obtenue par le sujet 15 pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement du genou de l'*extension vers la flexion*.

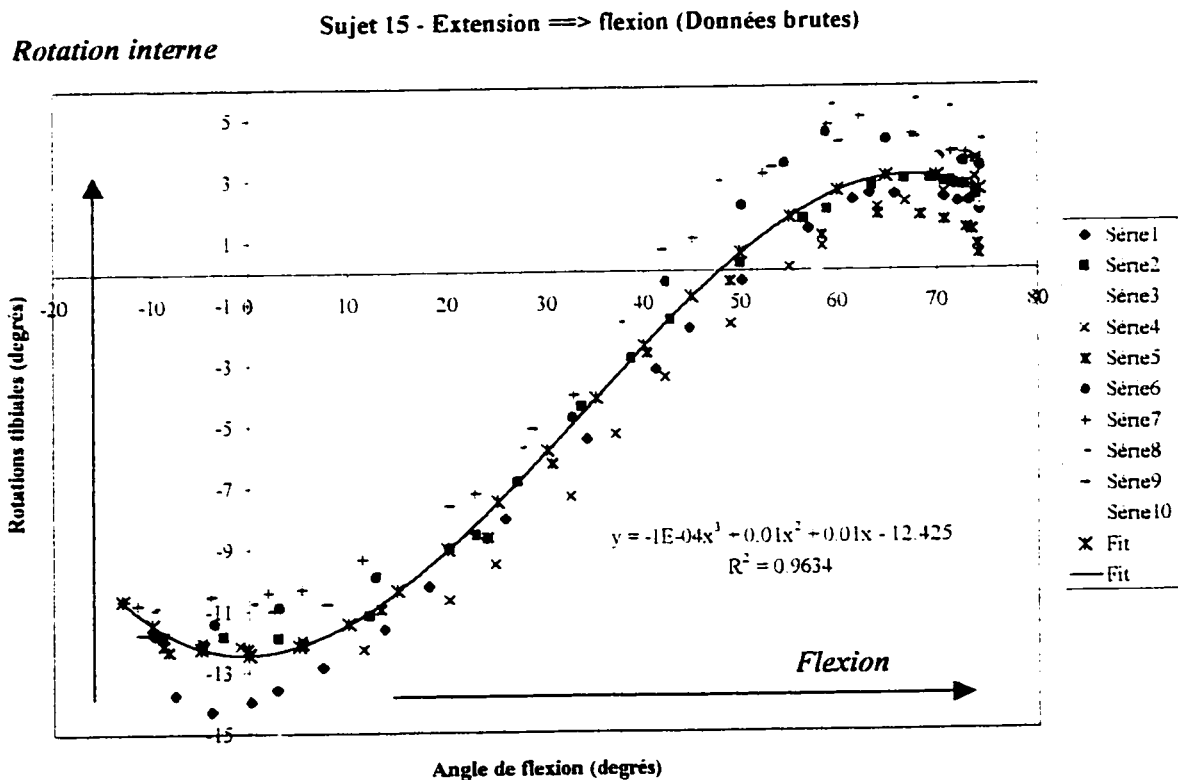


Figure 5.8 Cas typique d'un mouvement de rotation tibiale interne (sujet 15)

L'analyse de ce graphique nous permet d'observer que le mouvement du genou est accompagné d'une faible amplitude de rotation tibiale externe (2 degrés) au début de son mouvement de flexion (-15 à 0°). Cette rotation est suivie d'une rotation tibiale interne qui augmente progressivement d'une amplitude 16° lorsque nous considérons un intervalle de flexion de 60 degrés (0 à 60°). Durant les derniers degrés de flexion du genou (60 à 75°), ce mouvement augmente très légèrement jusqu'à devenir presque constant.

La figure 5.9 présente la rotation tibiale interne obtenue par le sujet 11 pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement du genou de *l'extension vers la flexion*. Bien que ces essais ne soient pas reproductibles, la courbe de tendance reflète tout de même l'allure de la courbe de chaque essai considéré individuellement.

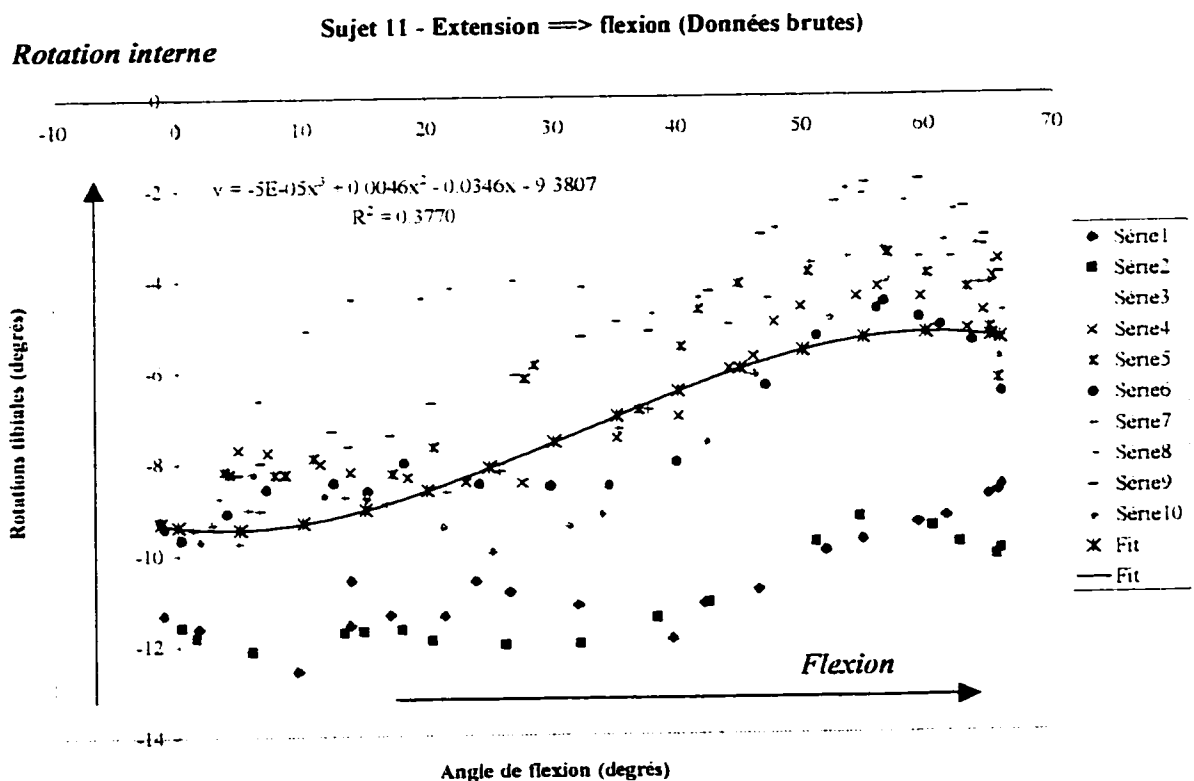


Figure 5.9 Cas typique d'un mouvement de rotation tibiale interne (sujet 11)

L'analyse du graphique nous permet d'observer que l'allure des courbes considérées individuellement est similaire bien qu'elles soient décalées les unes des autres. Par conséquent, tous les essais représentent un mouvement de rotation tibiale interne dont l'amplitude relative augmente graduellement de 2 à 6 degrés lorsqu'on considère un intervalle de flexion de 60 degrés (0 à 60°).

En ce qui concerne l'ensemble des sujets (annexe IV), les courbes associées à la rotation tibiale pour un mouvement de l'extension vers la flexion présentent certaines caractéristiques qu'il est possible de classer de façon qualitative selon quatre types de graphique. Notamment,

1. Les sujets 1, 4, 5, 7, 11, 13 et 15 montrent une rotation tibiale interne dont l'allure de la courbe est celle présentée aux figures 5.8 et 5.9. Pour un intervalle de flexion moyen de 69.3 degrés (50 à 85°), l'amplitude relative moyenne de la rotation tibiale est de 9.6 degrés (4 à 16°).
2. Les courbes des sujets 3, 9, 12 et 16 sont similaires à celles présentées à la différence que les 15 derniers degrés de flexion du mouvement sont associés à un léger mouvement de rotation externe d'une amplitude moyenne de 4 degrés (3 à 5°) (Cf. page 176). Pour un intervalle de flexion moyen de 57.5 degrés (50 à 60°), l'amplitude relative moyenne de la rotation tibiale interne est de 12.3 degrés (10 à 14°).
3. Les courbes des sujets 10 et 14 sont semblables à celles présentées aux figures 5.8 et 5.9 à la différence près que la rotation tibiale augmente de façon linéaire (Cf. page 183). L'amplitude relative de la rotation tibiale interne est respectivement de 12 et 20 degrés pour ces sujets lorsqu'un intervalle de flexion de 70 degrés (0 à 70°) est considéré.

4. Les mouvements de flexion du genou des sujets 2 et 8 sont respectivement accompagnés, durant les premiers degrés de flexion (0 à 35 degrés), d'une rotation tibiale interne d'une amplitude relative moyenne de 4.5 degrés laquelle est suivie d'une rotation tibiale externe jusqu'à la fin du mouvement (35 à 65°). L'amplitude relative moyenne de la rotation tibiale externe est de 8.5 degrés.

Ces caractéristiques sont résumés en détail au tableau 5.11 en fonction du type de graphique auquel les mouvements des sujets sont associés.

Tableau 5.11 Caractéristiques de la rotation tibiale (Extension → Flexion)

<i>Type de graphique</i>	<i>Sujets</i>	<i>Intervalle de flexion (degrés)</i>	<i>Amplitude de la rotation (degrés)</i>
Courbe dont l'augmentation est graduelle	Sujet 1 (F)	85° (-15 à 70 °)	Rotation interne 14°
	Sujet 4 (M)	60° (0 à 60°)	Rotation interne 8°
	Sujet 5 (M)	75° (-15 à 60°)	Rotation interne 13°
	Sujet 7 (F)	60° (0 à 60°)	Rotation interne 6°
	Sujet 11 (M)	65° (0 à 65°)	Rotation interne 4°
	Sujet 13 (F)	70° (0 à 70°)	Rotation interne 6°
	Sujet 15 (F)	70° (0 à 70°)	Rotation interne 16°
Courbe mixte I	Sujet 3 (M)	60° (-10 à 50°) 15° (50 à 65°)	Rotation interne 10° Rotation externe 4°
	Sujet 9 (F)	60° (-5 à 55°) 15° (55 à 70°)	Rotation interne 12° Rotation externe 3°
	Sujet 12 (M)	60° (-5 à 55°) 15° (55 à 70°)	Rotation interne 14° Rotation externe 4°
	Sujet 16 (M)	50° (0 à 50°) 15° (50 à 65°)	Rotation interne 13° Rotation externe 5°

<i>Type de graphique</i>	<i>Sujets</i>	<i>Intervalle de flexion (degrés)</i>	<i>Amplitude de la rotation (degrés)</i>
Courbe linéaire	Sujet 10 (F)	70° (0 à 70°)	Rotation interne 6°
	Sujet 14 (F)	70° (0 à 70°)	Rotation interne 16°
Courbe mixte II	Sujet 2 (M)	35° (0 à 35°) 30° (35 à 65°)	Rotation interne 6° Rotation externe 9°
	Sujet 8 (M)	50° (0 à 35°) 30° (35 à 65°)	Rotation interne 3° Rotation externe 8°

Exceptionnellement, le sujet 6 présente un mouvement de rotation tibiale externe d'une amplitude relative de 30 degrés lorsqu'un intervalle de flexion d'à peine 30 degrés est considéré (30 à 60°). Cette rotation tibiale externe est précédée d'une absence de mouvement durant les premiers degrés de flexion (0 à 30 degrés).

Les figures 5.10 et 5.11 présentent les paramètres cinématiques (rotation tibiale) qui ont été obtenus pour ce qui est du type de mouvement inverse qui a été présenté aux figures 5.8 et 5.9. La figure 5.10 correspond au mouvement de rotation tibiale externe du sujet 15 pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement de *la flexion vers l'extension* du genou. Étant donné que le mouvement enregistré est un mouvement d'extension (90 degrés de flexion → extension), les graphiques doivent être interprétés de la droite vers la gauche.

Sujet 15 - Flexion ==> extension (Données brutes)

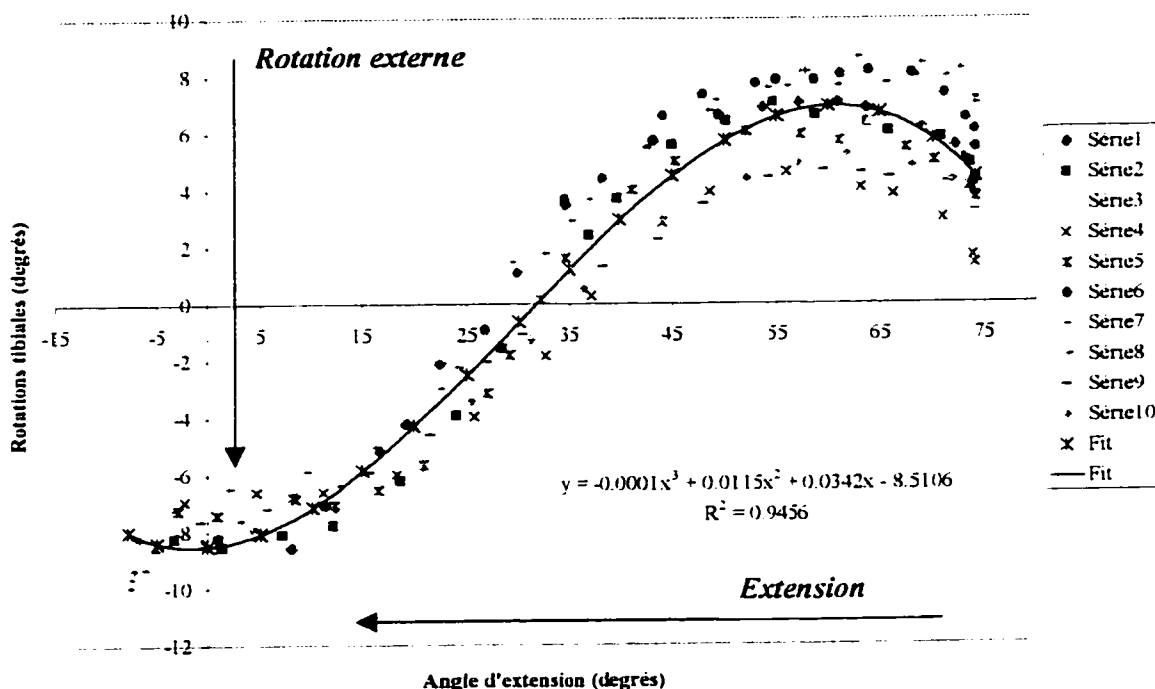


Figure 5.10 Cas typique d'un mouvement de rotation tibiale externe (sujet 15)

L'analyse de ce graphique nous permet d'observer que le mouvement du genou est accompagné au début de son mouvement d'extension (75 à 60°) d'une légère rotation tibiale interne dont l'amplitude est de 2 degrés. Par la suite, la rotation tibiale externe augmente progressivement d'une amplitude 15 degrés lorsque nous considérons un intervalle d'extension de 70 degrés (60 à -10°). Durant les derniers degrés d'extension du genou (5 à -10°), ce mouvement demeure presque constant.

La figure 5.11 présente le mouvement du sujet 11 pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement de *la flexion vers l'extension* du genou.

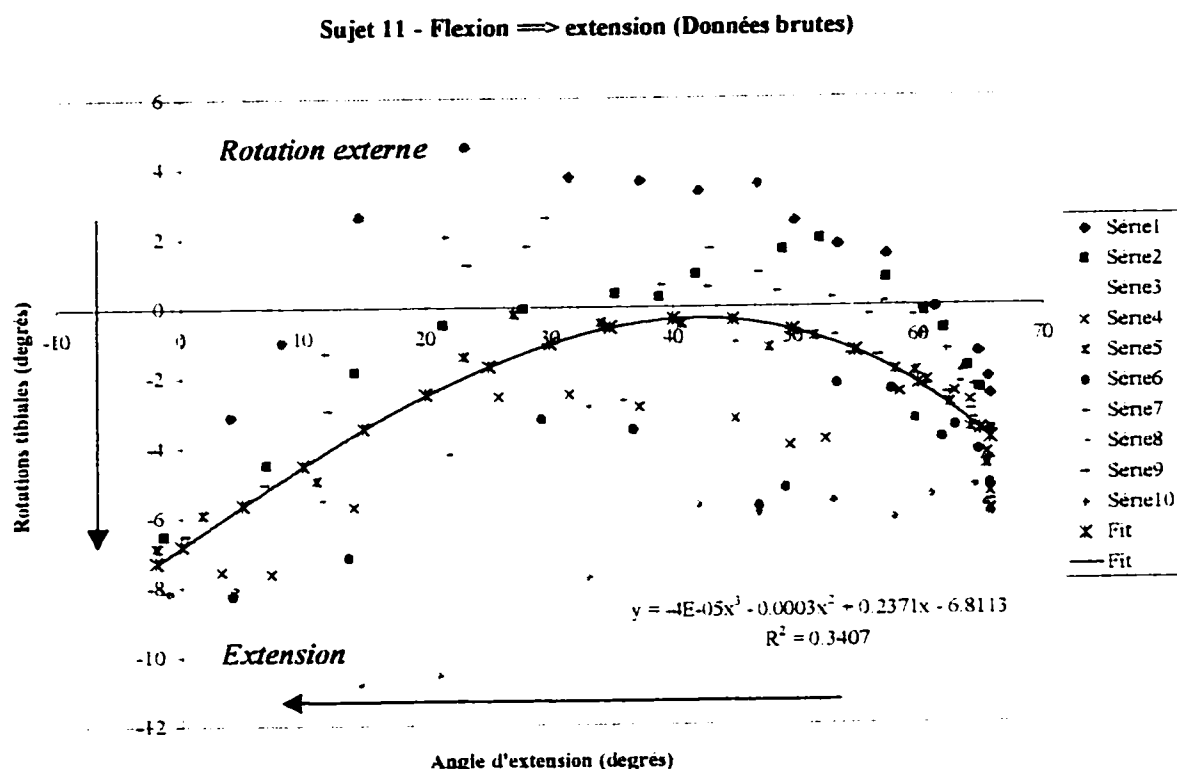


Figure 5.11 Cas typique d'un mouvement de rotation tibiale externe (sujet 11)

L'analyse de ce graphique nous permet d'observer que le mouvement du genou est accompagné au début de son mouvement d'extension (65 à 40°) d'une légère rotation tibiale interne dont l'amplitude relative est de 3 degrés. Par la suite, la rotation tibiale externe augmente progressivement d'une amplitude de 7 degrés lorsque nous considérons un intervalle d'extension de 40 degrés (40 à 0°).

En ce qui concerne l'ensemble des sujets (annexe IV), les courbes associées à la rotation tibiale pour un mouvement de la flexion vers l'extension présentent certaines caractéristiques qu'il est possible de classer de façon qualitative selon trois types de graphique. Trois cas particuliers font l'objet d'un quatrième groupe.

1. Les mouvements du genou des sujets 1, 4, 5, 9, 10 11, 12, 13 et 15 présentent, pour un intervalle d'extension moyen de 15.6 degrés (10 à 25°) une rotation tibiale interne dont l'amplitude relative moyenne est de 2.4 degrés (1 à 5°). Par la suite, la rotation tibiale externe devient prédominante et augmente d'une amplitude moyenne de 13 degrés pour un intervalle d'extension considéré de 62.2 degrés (40 à 80°) (Cf. page 190).
2. Les courbes des sujets 7 et 16 sont presque identiques à celles présentées aux figures 5.10 et 5.11 à la différence qu'elles présentent une faible rotation tibiale interne à la fin du mouvement d'extension dont l'amplitude moyenne est de 2.5 degrés. L'amplitude de la rotation externe est de 7.8 degrés
3. Au début du mouvement d'extension du genou, les sujets 2 et 8 présentent, sur un intervalle moyen d'extension de 35 degrés, une rotation tibiale interne d'une amplitude relative moyenne de 11 degrés. Cette rotation est suivie d'une rotation tibiale externe sur un intervalle moyen de 42.5 degrés d'extension dont l'amplitude relative moyenne est de 7.5 degrés (Cf. page 191).
4. Les courbes des sujets 3, 6 et 14 sont des cas particuliers uniques. Leurs caractéristiques sont présentées dans le tableau 4.11.

Ces caractéristiques sont résumés en détail au tableau 5.12 en fonction du type de graphique auquel les mouvements des sujets sont associés.

Tableau 5.12 Caractéristiques de la rotation tibiale (Flexion → extension)

<i>Type de graphique</i>	<i>Sujets</i>	<i>Intervalle de flexion (degrés)</i>	<i>Amplitude de la rotation (degrés)</i>
Courbe mixte I	Sujet 1	20° (70 à 50°) 80° (50 à -30°)	Rotation interne 3° Rotation externe 19°
	Sujet 4	10° (65 à 55°) 55° (55 à 0°)	Rotation interne 1° Rotation externe 10°
	Sujet 5	15° (60 à 45°) 60° (45 à -15°)	Rotation interne 2.5° Rotation externe 14°
	Sujet 9	20° (70 à 50°) 60° (50 à -10°)	Rotation interne 5° Rotation externe 11°
	Sujet 10	10° (75 à 65°) 65° (65 à 0°)	Rotation interne 1° Rotation externe 15°
	Sujet 11	25° (65 à 40°) 40° (40 à 0°)	Rotation interne 4° Rotation externe 7°
	Sujet 12	10° (70 à 60°) 70° (60 à -10°)	Rotation interne 1° Rotation externe 16°
	Sujet 13	15° (70 à 55°) 65° (55 à -10°)	Rotation interne 2° Rotation externe 10°
	Sujet 15	15° (75 à 60°) 65° (60 à -5°)	Rotation interne 2° Rotation externe 15°
	Sujet 7	10° (60 à 50°) 40° (50 à 10°) 10° (10 à 0°)	Rotation interne 1° Rotation externe 6.5° Rotation interne 1°
	Sujet 16	15° (65 à 50°) 40° (50 à 10°) 10° (10 à 0°)	Rotation interne 5° Rotation externe 9° Rotation interne 4°
Courbe linéaire	Sujet 2	25° (65 à 40°) 45° (40 à -5°)	Rotation interne 9° Rotation externe 7°
	Sujet 8	30° (65 à 35°) 55° (35 à -20°)	Rotation interne 13° Rotation externe 7°
Cas particuliers	Sujet 3	65° (65 à 0°)	Rotation externe 8°
	Sujet 6	35° (55 à 20°) 25° (20 à -5°)	Rotation interne 34° Rotation externe 2°
	Sujet 14	65° (65 à 0°) 10° (0 à -10°)	Rotation externe 16° Rotation interne 2°

Afin de procéder à une étude statistique plus élaborée, les données expérimentales obtenues ont été lissées suivant la procédure explicitée pour ce qui est du mouvement d'adduction / abduction.

À titre d'exemple, les figure 5.12 et 5.13 présentent les données lissées associées au mouvement (rotation tibiale interne) des sujets 15 et 11, la courbe moyenne et la déviation standard pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement de *l'extension vers la flexion*.

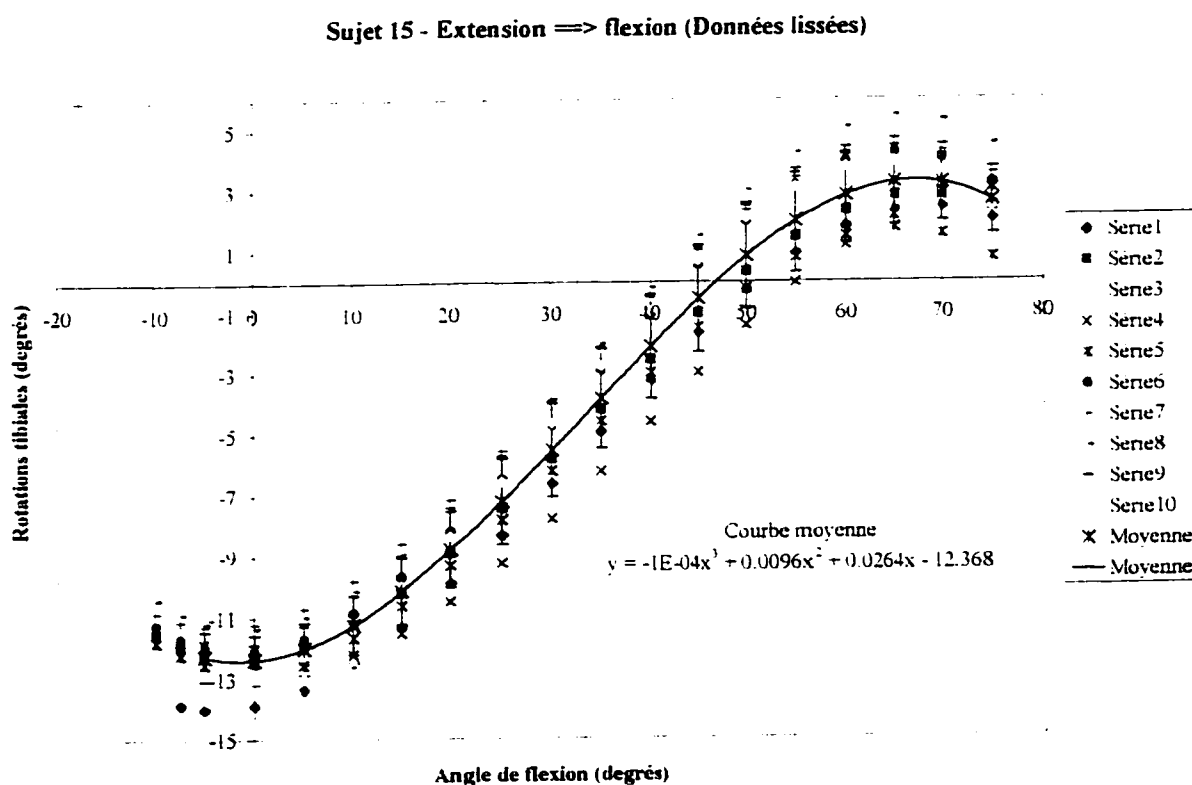


Figure 5.12 Données lissées associées à une rotation tibiale interne (sujet 15)

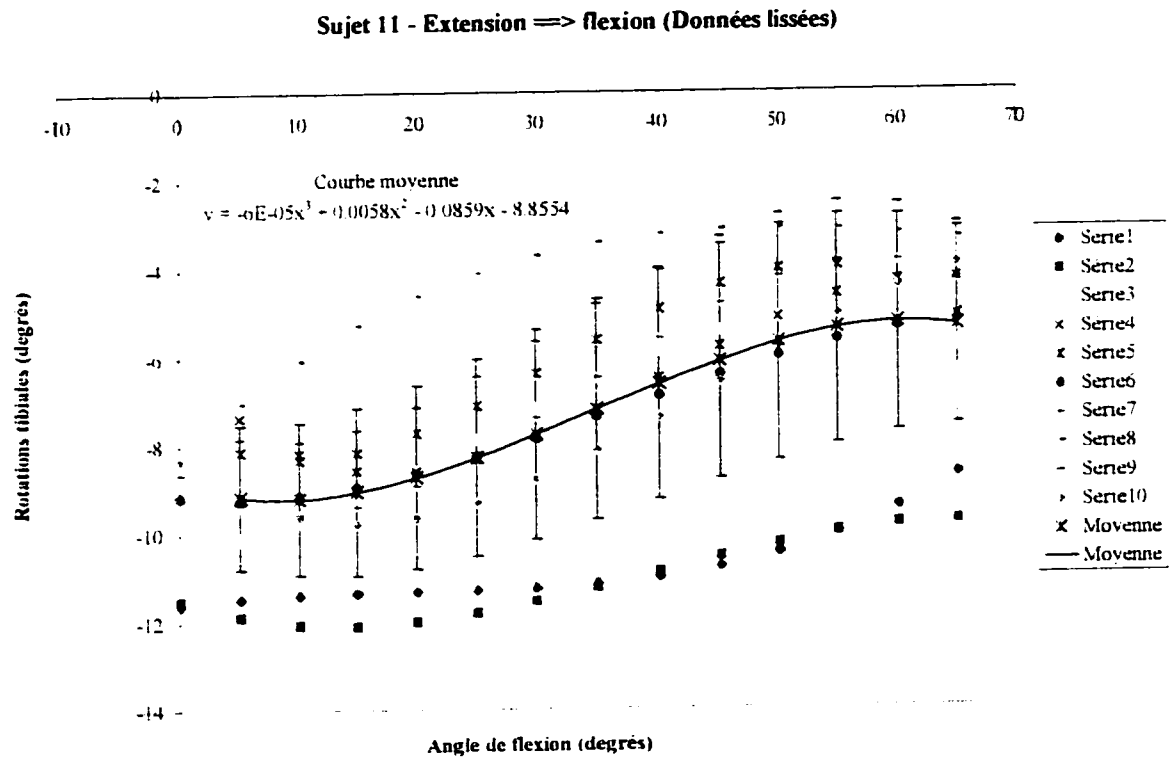


Figure 5.13 Données lissées associées à une rotation tibiale interne (sujet 11)

Les caractéristiques de ces courbes sont identiques à celles des figures 5.8 et 5.9 à la différence que la courbe moyenne et la déviation standard ont été évaluées à partir des données interpolés. Lorsqu'on compare les équations associées à la courbe de tendance (figure 5.8) et à la courbe moyenne (figure 5.12), les coefficients des équations sont presque également presque identiques. Les différences observées proviennent de l'amplitude du mouvement qui a été normalisée à l'essai le plus court.

Les graphiques illustrant les données lissées, la courbe moyenne associée au mouvement de rotation tibiale et la déviation standard sont présentées à l'annexe IV pour tous les sujets. Le tableau 5.13 résume les coefficients ajustés de corrélation multiple qui nous permettent de juger de la reproductibilité des essais associés à ce mouvement. En ce qui concerne les mouvements de l'extension vers la flexion, ces coefficients varient de 0.4975 à 0.9891 tandis que pour les mouvements de la flexion vers l'extension, ces coefficients varient de 0.2872 à 0.9922.

Tableau 5.13 Coefficient ajusté de corrélation multiple pour la rotation tibiale

SUJETS (Sexe : M / F)	ROTATIONS INTERNE / EXTERNE (Coefficient ajusté de corrélation multiple R_a)	
	<i>Extension → flexion</i>	<i>Flexion → extension</i>
Sujet 1 (F)	0.9622	0.9750
Sujet 2 (M)	0.9837	0.9922
Sujet 3 (M)	0.9147	0.6974
Sujet 4 (M)	0.9141	0.9626
Sujet 5 (M)	0.8821	0.5081
Sujet 6 (M)	0.9891	0.9832
Sujet 7 (F)	0.7573	0.9341
Sujet 8 (M)	0.9323	0.9057
Sujet 9 (F)	0.9825	0.9762
Sujet 10 (F)	0.9306	0.9543
Sujet 11 (M)	0.4975	0.2872
Sujet 12 (M)	0.9764	0.9608
Sujet 13 (F)	0.9130	0.9699
Sujet 14 (F)	0.9730	0.9696
Sujet 15 (F)	0.9743	0.9677
Sujet 16 (M)	0.9511	0.7721

5.2.2.2 Description hélicoïdale du mouvement

La procédure explicitée au chapitre 5.2.2.1 pour la présentation des résultats a été reprise pour ce qui est de l'analyse du changement de l'orientation de l'axe hélicoïdal tout au long de l'amplitude du mouvement de la flexion vers l'extension. Le changement de l'orientation de l'axe est exprimé en fonction de l'évolution des cosinus directeurs selon les trois plans (x, y et z). Ces paramètres ($\cos x$, $\cos y$ et $\cos z$) correspondent respectivement aux cosinus de l'angle formé entre l'axe hélicoïdal et les axes X, Y et Z tel qu'illustré sur la figure 5.14.

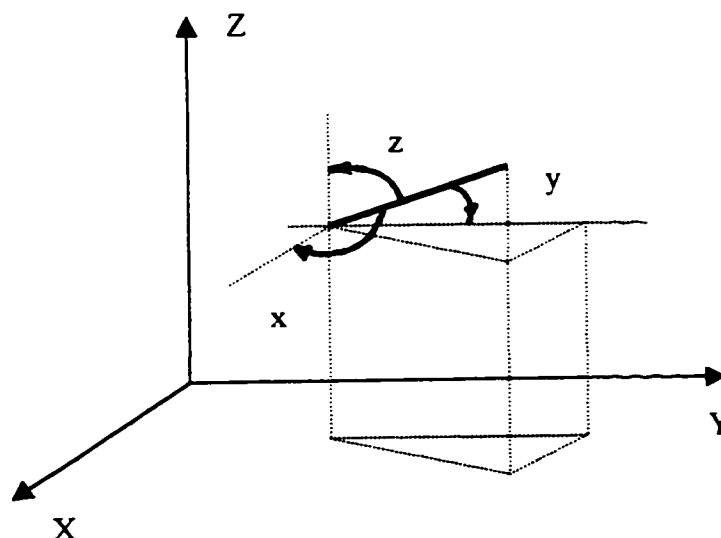


Figure 5.14 Signification graphique des cosinus directeurs d'une droite

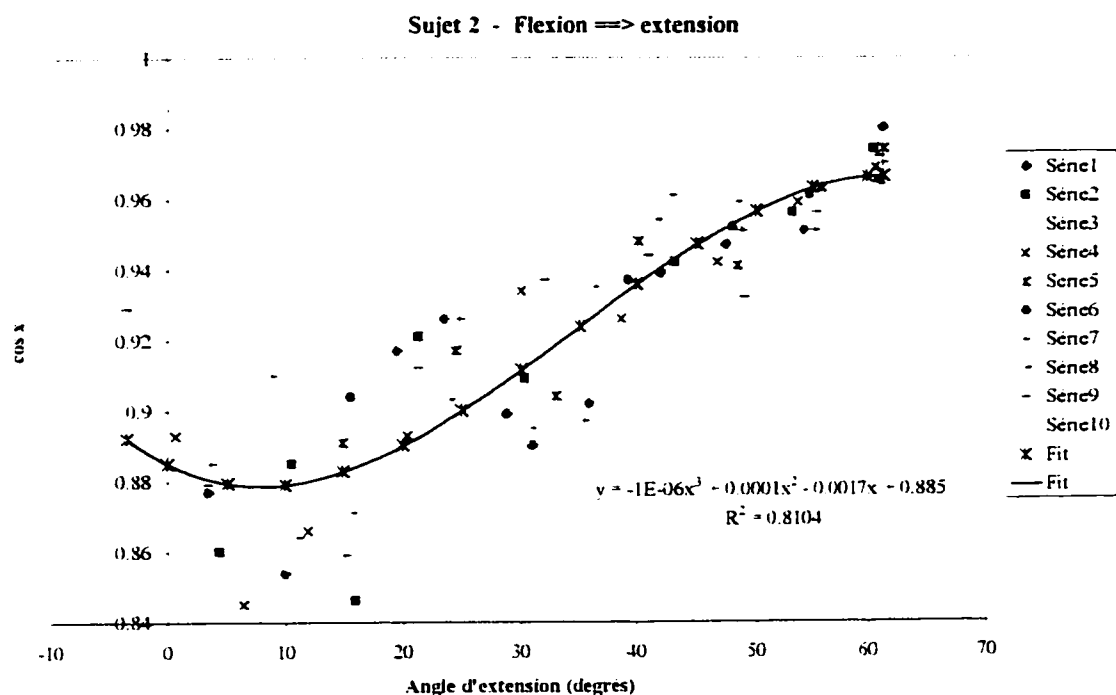
Les graphiques illustrant les données expérimentales, la courbe de tendance associée à ces données et le coefficient de détermination sont présentés à l'annexe V pour tous les sujets. Le tableau 5.14 résume les coefficients de détermination associés à $\cos x$, $\cos y$ et $\cos z$, lesquels varient respectivement de 0.0200 à 0.8104, de 0.0602 à 0.8392 et de 0.1227 à 0.7685. Les valeurs entre parenthèses, plus élevées, sont associées aux paramètres dont les données brutes ont été filtrées.

Tableau 5.14 Coefficients de détermination des cosinus directeurs de l'axe hélicoïdal

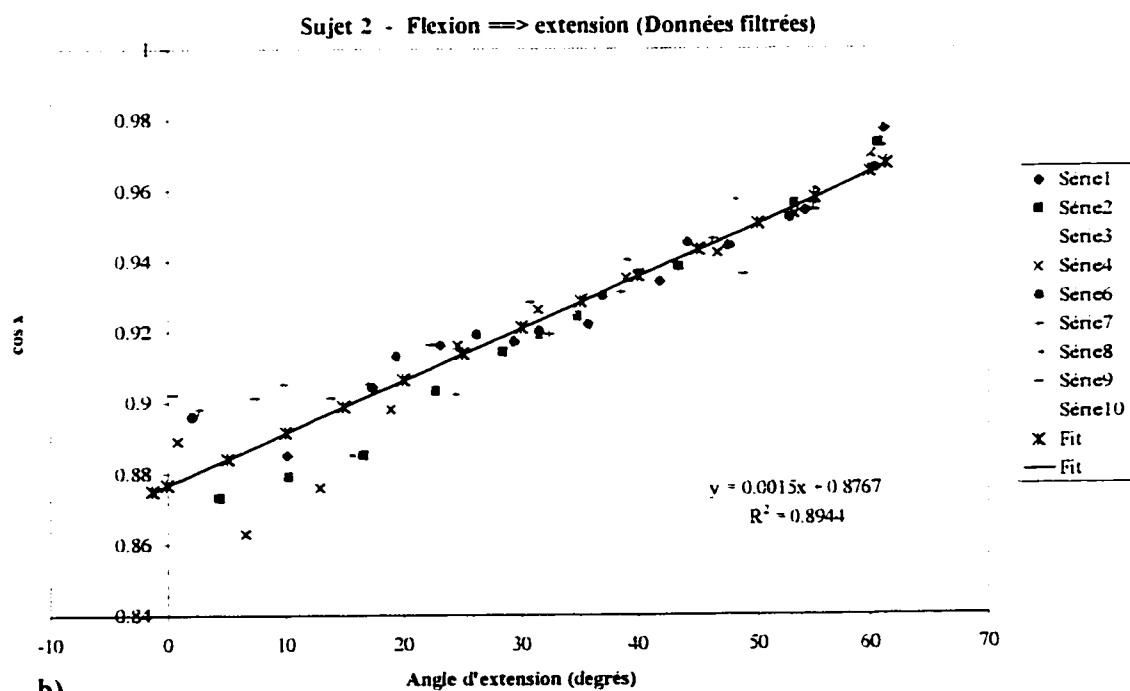
SUJETS	COSINUS DIRECTEURS (<i>Flexion</i> → <i>extension</i>) (Coefficient de détermination R^2)		
	$\cos x$	$\cos y$	$\cos z$
Sujet 1	0.0200	0.5178	0.7215
Sujet 2	0.8104 (0.8944)	0.8279 (0.8879)	0.7677 (0.9353)
Sujet 3	0.2157	0.5715	0.2160
Sujet 4	0.5575	0.6318	0.5449
Sujet 5	0.5332	0.6156	0.6596
Sujet 6	0.6874	0.4976	0.7685
Sujet 7	0.7369	0.8392	0.4793
Sujet 8	0.1132	0.3010	0.5868
Sujet 9	0.5122	0.6043	0.5986
Sujet 10	0.2142	0.0602	0.4043
Sujet 11	0.1894	0.2315	0.3542
Sujet 12	0.2608 (0.5221)	0.3602 (0.6264)	0.1227 (0.1616)
Sujet 13	0.3442	0.2930	0.4924
Sujet 14	0.5809	0.3379	0.6816
Sujet 15	0.6334	0.6977	0.6120
Sujet 16	0.5999	0.5788	0.5222

À titre d'exemple sont présentés les graphiques illustrant les changements de l'orientation de l'axe hélicoïdal des sujets 2 et 12 pour ce qui est des essais représentatifs d'un mouvement de la flexion vers l'extension. Nous avons choisi d'illustrer les cas typiques d'un sujet (sujet 2) dont l'orientation de l'axe hélicoïdal est reproductible ($R^2_{\cos x} = 0.8104$, $R^2_{\cos y} = 0.8279$ et $R^2_{\cos z} = 0.7677$) d'un essai à l'autre et d'un sujet (sujet 12) dont les essais ne permettent pas d'obtenir des paramètres reproductibles ($R^2_{\cos x} = 0.2608$, $R^2_{\cos y} = 0.3602$ et $R^2_{\cos z} = 0.1227$). Pour fins de comparaison, ces graphiques sont présentés en confrontation avec les graphiques obtenus lorsque les données brutes provenant des capteurs magnétiques ont été filtrées.

La figure 5.15 présente l'orientation de l'axe hélicoïdal ($\cos x$) du sujet 2 calculée à partir des données brutes (figure 5.15a) et des données filtrées (figure 5.15b) pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement du genou de *la flexion vers l'extension*.



a)



b)

Figure 5.15 Orientation de l'axe ($\cos x$) a) données brutes b) données filtrées

L'analyse de ces graphiques nous permet de constater que le cosinus directeur selon l'axe x diminue de 0.96 à 0.88 lorsque nous considérons un intervalle d'extension de 60 degrés (60 à 0°). Lorsque ces valeurs sont exprimées en degrés, elles correspondent à un changement d'orientation de l'axe de 16.3 à 28.4 degrés par rapport à l'axe x. Bien que le changement associé à l'orientation de l'axe soit identique, l'obtention du paramètre qui découle des données filtrées présentent un coefficient de détermination plus élevé ($R^2=0.8944 > R^2=0.8104$) et les courbes associées aux essais évoluent plus uniformément.

La figure 5.16 présente l'orientation de l'axe hélicoïdal ($\cos y$) du sujet 2 calculée à partir des données brutes (figure 5.16a) et des données filtrées (figure 5.16b) pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement du genou de *la flexion vers l'extension*.

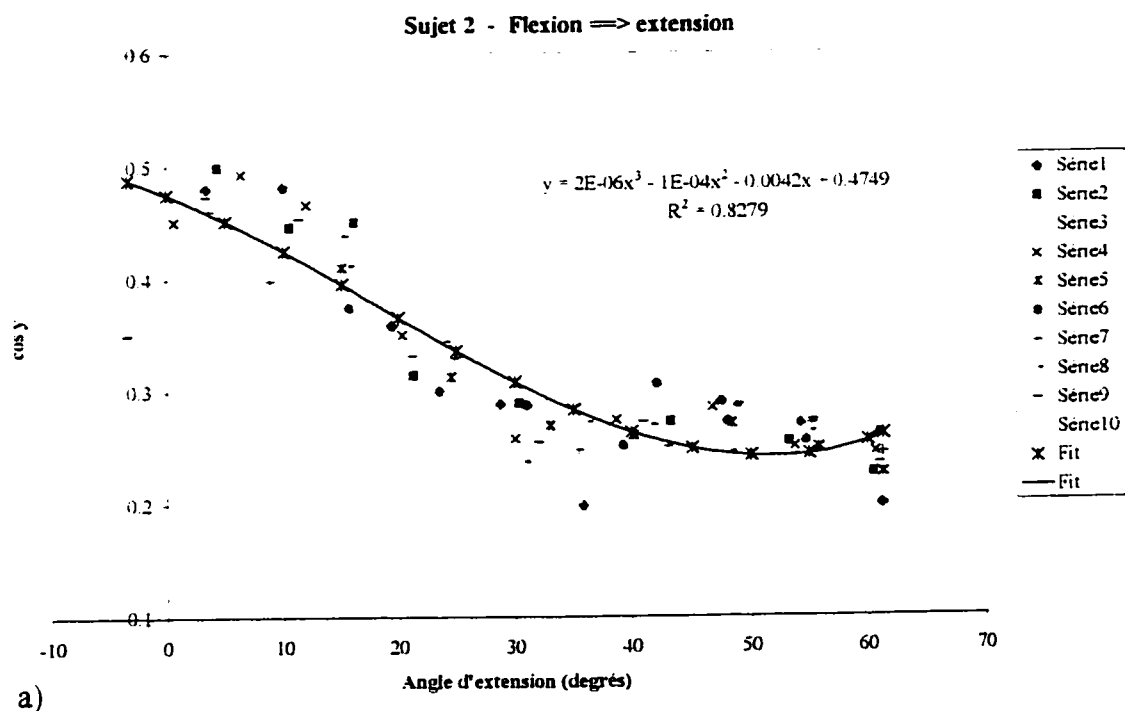


Figure 5.16 Orientation de l'axe ($\cos y$) a) données brutes b) données filtrées

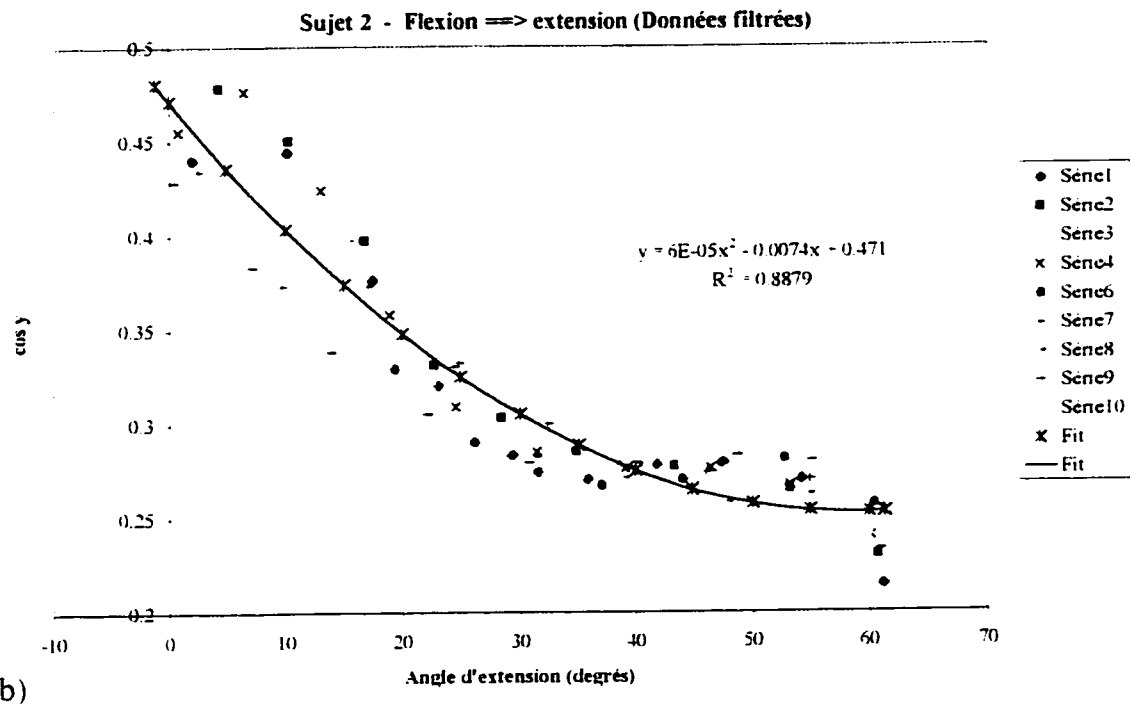


Figure 5.16 (suite)

L'analyse de ces graphiques nous permet de constater que le cosinus directeur selon l'axe y augmente de 0.25 à 0.50 lorsque nous considérons un intervalle d'extension de 60 degrés (60 à 0°). Lorsque ces valeurs sont exprimées en degrés, elles correspondent à un changement d'orientation de l'axe de 75.5 à 60 degrés par rapport à l'axe y. Tel qu'observé pour le cas du cosinus directeur selon x, l'obtention du paramètre qui découle des données filtrées présentent un coefficient de détermination plus élevé ($R^2 = 0.8879 > R^2 = 0.8279$) et les courbes associées aux essais plus uniformes.

La figure 5.17 présente l'orientation de l'axe hélicoïdal ($\cos z$) du sujet 2 calculée à partir des données brutes (figure 5.17a) et des données filtrées (figure 5.17b) pour ce qui est des 10 essais représentatifs d'un mouvement du genou de *la flexion vers l'extension*.

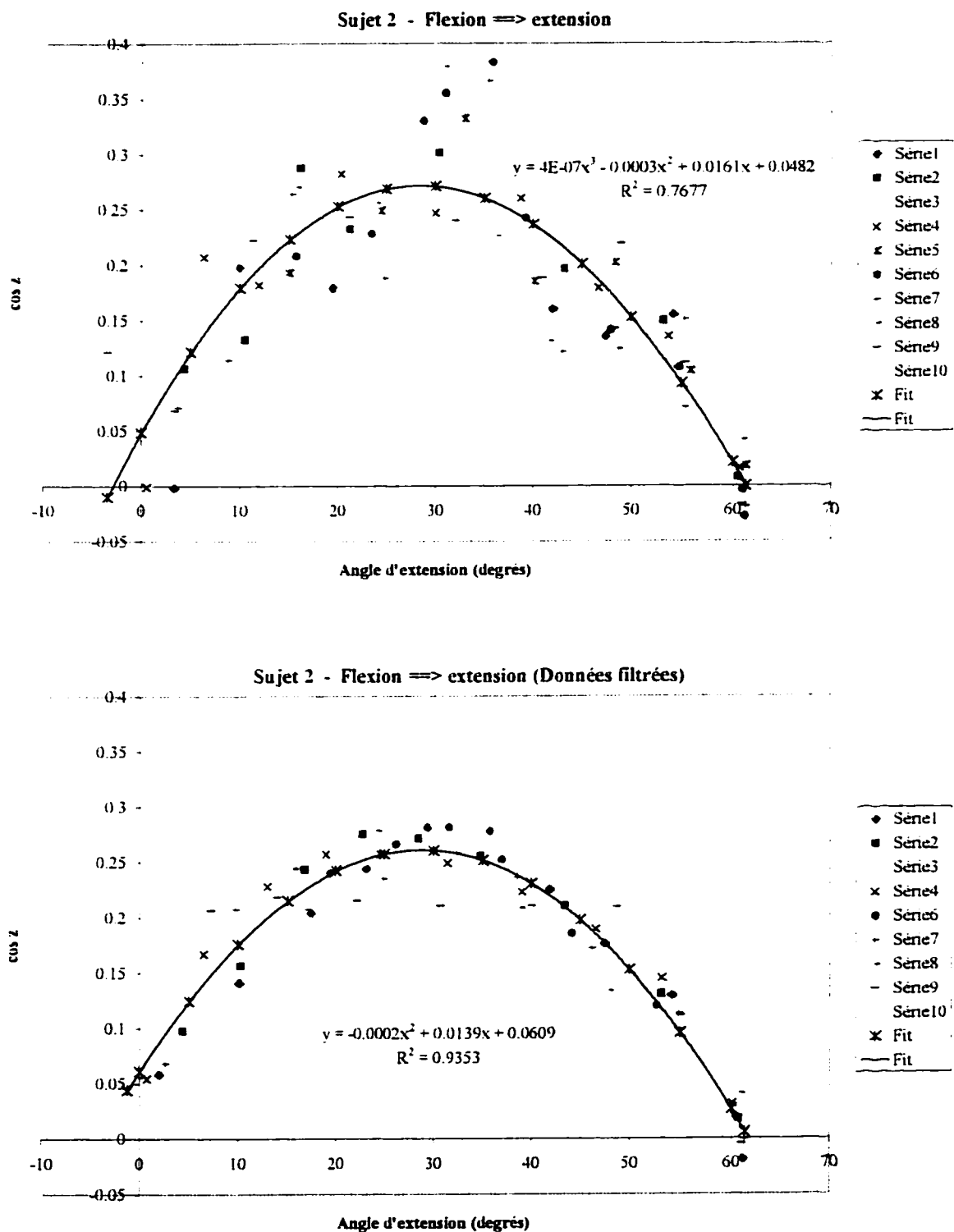


Figure 5.17 Orientation de l'axe ($\cos z$) a) données brutes b) données filtrées

Il ressort de ces graphiques que le cosinus directeur selon l'axe z augmente de 0 à 0.25 lorsque nous considérons un premier intervalle d'extension de 30 degrés (60 à 30°) et diminue de 0.25 à 0 jusqu'à la fin du mouvement (30 à 0°). Lorsque ces valeurs sont exprimées en degrés, elles correspondent à des changements d'orientation de l'axe de 90 à 75.5 degrés et à un retour à 90 degrés par rapport à l'axe z. Tel qu'observé pour le cas des cosinus directeurs selon x et y, l'obtention du paramètre qui découle des données filtrées présentent un coefficient de détermination plus élevé ($R^2 = 0.9353 > R^2 = 0.7677$) et les courbes associées aux essais plus uniformes.

Les figures 5.18 et 5.19 illustrent respectivement les paramètres cinématiques caractéristiques au sujet 12, lesquels ont été obtenus à partir des données brutes et des données filtrées provenant des capteurs magnétiques.

Bien que les coefficients de détermination des paramètres illustrés à la figure 5.19 soient significativement améliorés par rapport à ceux de la figure 5.18, l'allure de la courbe de tendance est semblable. Les cosinus directeurs selon l'axe x oscillent entre 0.96 et 0.88 présentant plus spécifiquement une diminution de 0.96 à 0.88 sur l'intervalle d'extension de 65 à 40 degrés et une légère augmentation de 0.88 à 0.91 de 40 à -5 degrés. Exprimés en degrés, l'orientation de l'axe varie de 16.3 à 28.4 degrés par rapport à l'axe x. Les cosinus directeurs selon l'axe y varient de 0.3 à 0.45 et correspondent à des changements d'orientation de l'axe de 72.5 à 63.3 degrés par rapport à l'axe y. Les cosinus directeurs selon l'axe z augmentent de 0 à 0.2 lorsque nous considérons un premier intervalle d'extension de 30 degrés (65 à 35°) et diminue de 0.2 à 0 jusqu'à la fin du mouvement (35 à -5°). Lorsque ces valeurs sont exprimées en degrés, elles correspondent à des changements d'orientation de l'axe de 90 à 78.5 degrés et à un retour à 90 degrés par rapport à l'axe z.

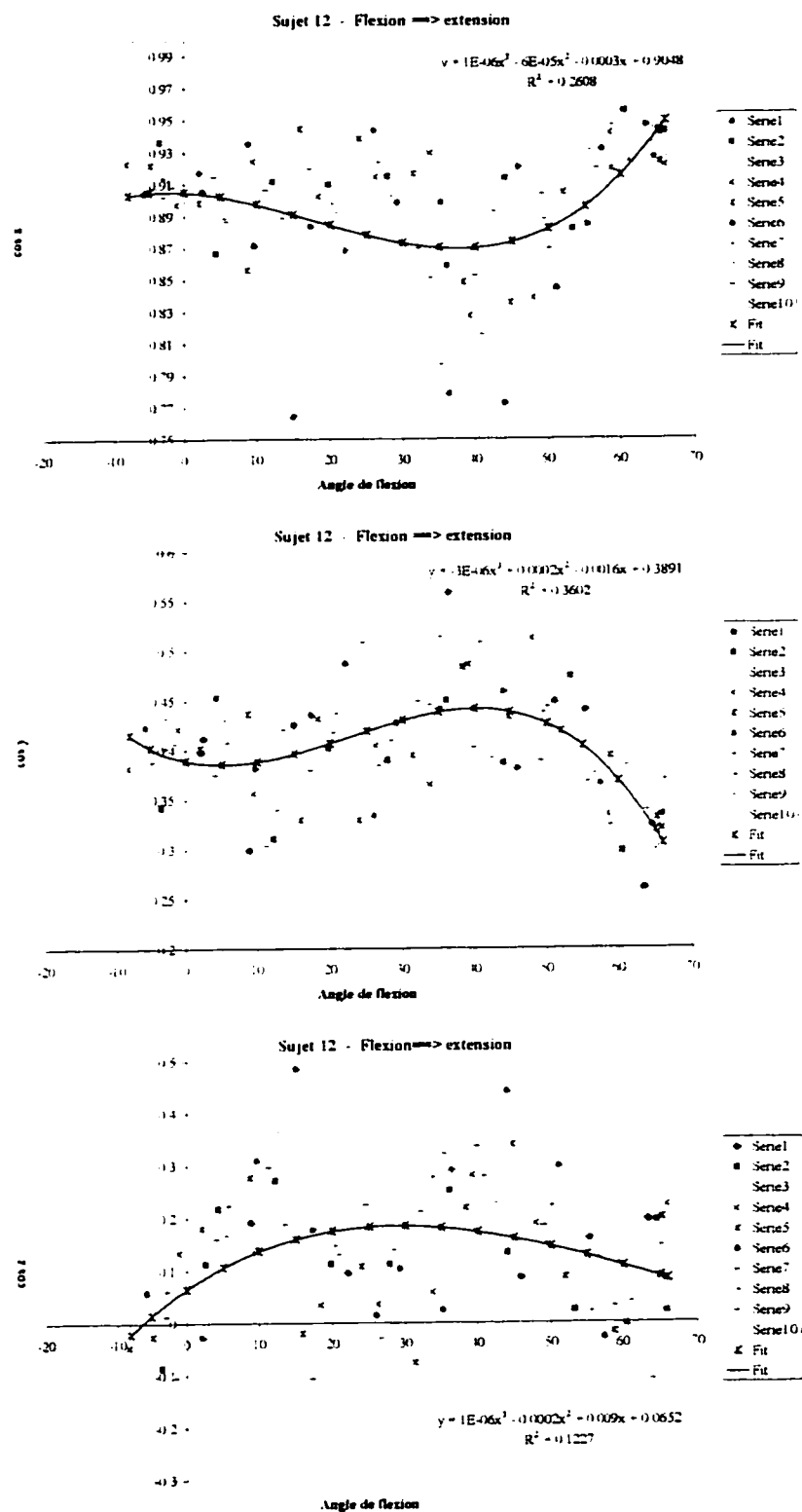


Figure 5.18 Orientation de l'axe hélicoïdal - données brutes

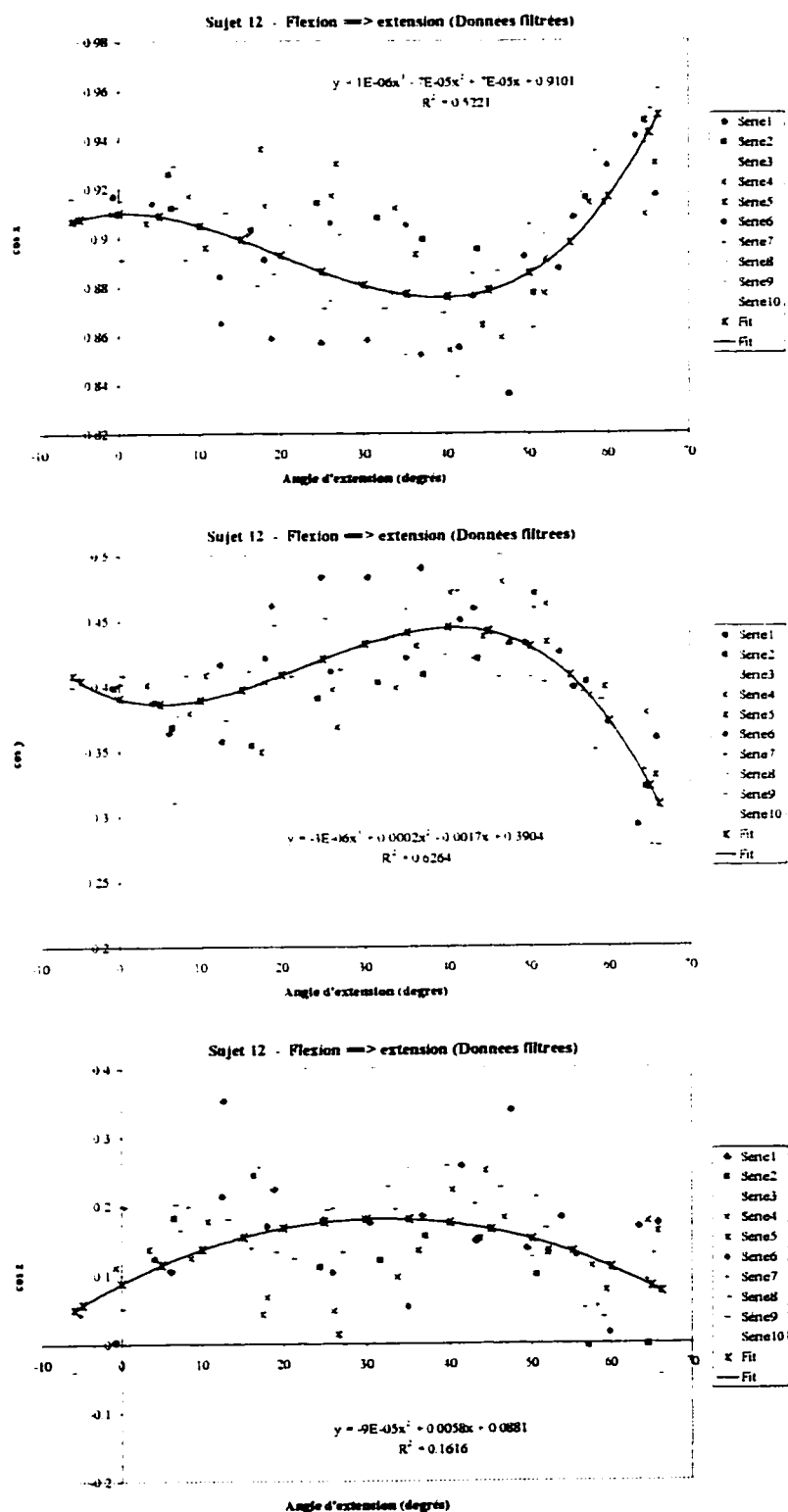


Figure 5.19 Orientation de l'axe hélicoïdal - données filtrées

VL DISCUSSION

La reproductibilité des paramètres cinématiques est une considération importante en ce qui a trait à leur utilisation clinique. De ce point de vue, il est essentiel de déterminer si l'enregistrement d'une série de mouvements actifs est suffisamment représentatif de la cinématique du genou d'un sujet et s'il existe des paramètres cinématiques de référence auxquels puisse s'identifier un sujet dont le genou est normal.

6.1 Validation expérimentale

Les résultats présentés au tableau 5.5 indiquent que l'erreur moyenne associée à l'évaluation de l'orientation de l'axe hélicoïdal (cosinus directeurs) est de plus en plus importante lorsqu'on considère des incréments de rotation de 10, 5 et 2 degrés. Ces résultats sont concordants avec ceux présentés dans la littérature. En effet, il a été observé (de Lange et al., 1990 ; Woltring et al., 1985) certaines erreurs associées à la position et à l'orientation des axes hélicoïdaux finis, dont l'amplitude est inversement proportionnelle à la grandeur de la rotation finie autour de l'axe. Cependant, de petits incréments sont essentiels afin d'approximer le plus adéquatement possible le mouvement continu à l'aide d'une séquence de mouvements finis (Spoor, 1984). Par conséquent, l'ampleur de la rotation est un facteur important à considérer pour ce qui est de la définition de paramètres hélicoïdaux représentatifs du mouvement.

En ce qui concerne l'implantation informatique de cet algorithme cinématique, il s'est avéré nécessaire de trouver le compromis idéal parmi ces sources d'erreurs discordantes, incompatibles et déterminantes. Étant donné la faible amplitude de mouvement qui peut être enregistrée à l'aide du système d'attache (60°), nous avons privilégié des incréments de 5 degrés, ce qui, à notre avis est un bon compromis entre la précision des paramètres et la représentation du mouvement à l'aide d'une séquence de mouvements finis.

6.2 Validation clinique

Concernant les résultats obtenus lors de l'étude *in-vivo*, il faut être vigilant quant à leur interprétation clinique qualitative et quantitative puisque la technique utilisée pour le calibrage et la définition des axes de rotation n'est pas optimale. Malgré la rigueur avec laquelle le calibrage et la définition des axes de rotation du genou ont été faits, la présence des tissus mous a rendu très complexe cette étape puisque nous n'avions pas accès à des références anatomiques précises. Les références ont été approximativement localisées en palpant la géométrie osseuse sous les tissus mous.

Or, il a été démontré dans la littérature que l'évaluation des paramètres cinématiques est influencée de façon significative lorsque les axes ne sont pas définis de façon anatomique précise. Une analyse de sensibilité entreprise par Kadaba, Ramakrishnan & Wootten (1990) a permis de démontrer que des erreurs non négligeables sont présentes lors de l'évaluation du mouvement d'adduction / abduction et des rotations tibiales si les systèmes de coordonnées articulaires associés à l'articulation ne sont pas définis correctement. En définissant l'axe de flexion / extension avec 5, 10 et 15 degrés de différence par rapport à l'axe anatomique, ils ont observé des erreurs maximales de 4, 8 et 13 degrés pour le mouvement d'adduction / abduction et de 5, 10 et 15 degrés pour le mouvement de rotations tibiales. De leur côté, Pennock & Clark (1990) ont observé des différences de 7° pour le mouvement d'abduction / adduction et de 8° pour les rotations tibiales lorsque qu'ils comparent leurs résultats avec ceux définis dans le système de l'axe flottant (Grood & Suntay, 1983). Huiskes, van Dijk, de Lange, Woltring & van Rens (1985) ont également étudié l'effet de la définition des axes. Ils ont obtenu des erreurs significatives au point d'obtenir le mouvement inverse de celui attendu.

De ce fait, les paramètres calculés sont potentiellement erronés et ne représentent pas nécessairement les mouvements anatomiques du genou. On ne peut donc leur attribuer aucune signification clinique précise et objective. Tel que mentionné précédemment, l'optimisation de cette technique fait d'ailleurs l'objet d'un projet de maîtrise.

Par conséquent, il faut être vigilant quant à l'interprétation des mouvements anatomiques (adduction / abduction et rotations tibiales interne et externe) qui ont été calculés dans le cadre de cette étude préliminaire puisque ces derniers sont dépendants du système de coordonnées dans lequel ils ont été définis (système de l'axe flottant). L'utilisation des axes hélicoïdaux présente un avantage puisqu'ils sont indépendants du système de coordonnées articulaires dans lequel ils sont définis. Toutefois, nous avons étudié l'évolution des cosinus directeurs en fonction de l'amplitude du mouvement du genou (flexion / extension), laquelle a été définie de façon anatomique par le système de l'axe flottant (définition gyroscopique des angles d'Euler).

6.2.1 Définition gyroscopique des angles d'Euler (système de l'axe flottant)

Très peu d'études ont basé leur recherche sur le mouvement actif du genou afin d'en évaluer l'amplitude de la rotation tibiale et le mouvement d'adduction / abduction. Li, Wyss, Costigan & Deluzio (1993) de même que Kadaba, Ramakrishnan & Wootten (1990) rapportent quelques études publiées dans la littérature qui confirment les observations énoncées précédemment quant aux erreurs qui proviennent de la définition des axes de rotation anatomique du genou. À ce titre, aucune de ces études ne présente des résultats similaires pour ce qui est de l'évaluation de ces mouvements. Selon les études, l'amplitude de la rotation tibiale varie de 8.2 à 16° tandis que celle du mouvement d'abduction / adduction varie de 5.2 à 13.4°.

Les paramètres cinématiques obtenus lors de l'évaluation de mouvements actifs du genou présentent pour la plupart une amplitude similaire à ceux présentés dans la littérature à quelques exceptions près. Il faut toutefois mentionner qu'il est difficile voire même impossible de comparer les études de la littérature entre elles puisque les conditions expérimentales ne sont pas standardisées. De plus, d'aucune façon on ne peut dire que les résultats de la littérature sont des paramètres de références à obtenir.

De façon générale, nous avons observé une rotation tibiale interne (9.8°) et un mouvement d'abduction (12°) lorsque le genou effectue une flexion et une rotation tibiale externe (11°) et un mouvement d'adduction (15°) lorsque le genou tend vers l'extension. Ces mouvements respectent la théorie qui a été présentée dans la revue de littérature concernant les incidences biomécaniques de l'anatomie du genou (chapitre II).

Les mouvements de rotations tibiales interne et externe sont bien documentés dans la littérature et on y réfère par la « Screw-home mechanism ». La rotation automatique du tibia se produit en fin de flexion (extension \rightarrow flexion) dans le sens de la rotation interne avec une amplitude d'environ 15° (Karger, 1993 ; discussion interne). À l'inverse, nous obtenons un mouvement de rotation externe. Plusieurs facteurs y contribuent dont la divergence et l'asymétrie des rayons de courbure des condyles.

Étant donné leur plus faible amplitude de 10° (discussion interne), les mouvements d'abduction / adduction sont moins bien documentés dans la littérature et les résultats présentés sont très variés et discordants. D'un point de vue qualitatif, nous sommes en mesure d'expliquer anatomiquement les paramètres évalués (adduction ou abduction) en fonction du type de mouvement (flexion ou extension) imposé au genou. Ces paramètres sont dépendants de la laxité physiologique du ligament collatéral médial lequel est associé au compartiment médial. Étant donné les particularités anatomiques du comportement médial, ce dernier induit une influence importante sur la mécanique articulaire. Tel que spécifié au tableau 2.1, le ligament collatéral médial est impliqué au niveau du contrôle de la rotation tibiale interne. Lors d'un mouvement d'extension, ce ligament s'étire et tend à rapprocher le tibia vers l'intérieur (adduction). Lors du mouvement inverse, ce ligament est relâché de sorte que le tibia est sous le contrôle musculaire et le tibia se dirige vers l'extérieur (abduction)

Bien que les paramètres cinématiques obtenus soient similaires à ceux de la littérature, il n'est pas objectif d'interpréter ces paramètres d'un point de vue quantitatif. En effet, nous ne pouvons d'aucune façon déterminer l'erreur de mesure qui découle d'une définition erronée des axes de rotation anatomique du genou. Pour l'instant, l'hypothèse la plus plausible pour expliquer les valeurs extrêmes obtenues réside dans la définition des axes. D'autres facteurs peuvent expliquer certaines différences observées quant aux paramètres obtenus. Ces facteurs concernent les variations anatomiques entre les individus, les conditions de chargement à l'articulation qui peuvent induire de grandes variations de mouvements et l'état de santé du genou (normal, pathologique ou usé). Il ne faut pas oublier que les sujets qui ont été évalués représentent une population qui s'adonne à des activités sportives à un niveau compétitif et de façon régulière.

Cette étude nous permet toutefois d'évaluer la reproductibilité des paramètres cinématiques associés à une série de mouvements effectués par une même personne (intra-sujet) puisque tous les mouvements sont interprétés en fonction des mêmes conditions expérimentales. Nous sommes partis de l'hypothèse stipulant que si les paramètres obtenus sont reproductibles, on peut s'attendre à ce qu'ils soient reproductibles lorsqu'ils seront définis dans un système de coordonnées anatomique précis et objectif. À quelques exceptions près, les mouvements d'adduction / abduction et les mouvements de rotation tibiale ont été évalués de façon reproductible pour ce qui est des 10 essais effectués. Les mouvements d'adduction ($Ra = 0.9698$) et de rotation tibiale interne ($Ra = 0.9084$) sont en moyenne légèrement plus reproductibles que les mouvements d'abduction ($Ra = 0.9292$) et de rotation tibiale externe ($Ra = 0.8635$). Ces résultats partagés ne permettent malheureusement pas d'énoncer de tendance quant à la reproductibilité d'un paramètre selon que le mouvement actif va de la flexion vers l'extension ou de l'extension vers la flexion. Toutefois, dans les deux cas, le mouvement de rotation tibiale semble moins reproductible que le mouvement d'adduction / abduction, ce qui voudrait indiquer que la variabilité inhérente à un mouvement se reflète principalement dans le plan transverse (rotation tibiale).

L'analyse de ces résultats nous permet d'affirmer qu'il y a définitivement un manque flagrant d'informations dans la littérature quant à la façon anatomique exacte dont les axes de rotations doivent être définis. Ce manque d'information fait en sorte que chacun définit ses propres standards. À ce titre, Lafortune, Cavanagh, Sommer & Kalenak (1992) suggèrent d'utiliser un axe de flexion / extension équivalent (Lewis & Lew, 1978) ou l'axe hélicoïdal qui permet de caractériser le mouvement total de l'articulation. Cependant, l'utilisation de cet axe équivalent ne résout pas le problème complètement puisque le mouvement de l'articulation tibio-fémorale ne se produit pas autour d'un axe fixe (Blankevoort, Huiskes & de Lange, 1988).

6.2.2 Description hélicoïdale du mouvement

En projection frontale, l'articulation du genou effectue simultanément un mouvement de flexion autour d'un axe horizontal, une rotation tibiale autour d'un axe vertical et un mouvement d'adduction / abduction autour d'un axe flottant perpendiculaire à ces axes fixes. La description hélicoïdale du mouvement tient compte de ces trois rotations afin de définir un axe unique oblique autour duquel le mouvement combiné survient entre deux positions intermédiaires. Les cosinus directeurs représentent l'orientation de l'axe hélicoïdal, laquelle est dépendante de l'ampleur des rotations présentes selon l'amplitude du mouvement (Blankevoort, Huiskes & de Lange, 1990). À cet effet, les premiers degrés de flexion sont accompagnés de rotation tibiale de sorte que, en projection frontale, les axes sont obliques. Lorsque le mouvement de flexion progresse, la contribution de la rotation tibiale diminue si bien que les axes deviennent horizontaux. Bien que plus faible, la présence du mouvement d'adduction / abduction influence également la position de l'axe en le déplaçant de façon antérieure ou postérieure.

Il a été démontré que la description hélicoïdale du mouvement est un concept utile et intéressant afin d'interpréter le mouvement articulaire du genou puisque les axes sont indépendants des systèmes de coordonnées articulaires et peuvent être définis par rapport à des références anatomiques variées (Blankevoort, Huijskes, de Lange, 1986). Cependant, les axes hélicoïdaux sont dépendants de la trajectoire du mouvement qui est effectué et extrêmement susceptibles à de petits changements de trajectoire causés entre autres par l'activité musculaire. De petites erreurs de mesure sur le déplacement peuvent induire de grands changements dans l'orientation des axes particulièrement si l'incrément de rotation est petit. Il en ressort que les axes hélicoïdaux sont reproductibles uniquement lorsque les conditions expérimentales sont constantes. En considérant un mouvement passif comme étant une référence, des déviations augmentent proportionnellement à l'activité musculaire (Desloovere, Van Leemputte, Andries). De ce fait, lorsqu'on considère une articulation complexe possédant 6 degrés de liberté, l'orientation des axes dépend des caractéristiques du mouvement effectué, lequel est fonction du chargement externe et de l'activité musculaire. Étant donné que le protocole expérimental n'imposait aucune restriction quant à l'exécution du mouvement, les sujets étaient libres d'effectuer le mouvement actif à leur guise et c'est probablement la raison qui explique que les résultats ne sont pas reproductibles chez certains sujets.

Bien que les résultats ne soient pas tous reproductibles, de façon générale, tout au long du mouvement d'extension, l'inclinaison de l'axe augmente dans le plan frontal d'une amplitude relative de 14° correspondant à un déplacement distal de l'axe dans le condyle latéral et à un déplacement proximal dans le condyle médial. Ce déplacement est causé par la présence de rotation tibiale. Dans le plan horizontal, l'axe est presque parallèle à l'axe transverse du système de coordonnées au début du mouvement. Par la suite, l'inclinaison augmente correspondant à un déplacement antérieur de l'axe à l'intérieur du condyle médial. Ce déplacement provient de la présence d'un mouvement d'adduction / abduction.

Plusieurs études de la littérature ont démontré que les axes hélicoïdaux ne sont pas très reproductibles. Certaines études ont suspecté que la méthode expérimentale influence la précision des résultats (Soudan, Van Audekercke & Martens, 1979) ou ont discuté de l'erreur de propagation durant le traitement mathématique des données (de Lange, Huiskes & Kauer, 1990 ; Woltring, Huiskes, de Lange & Veldpaus, 1985). Afin d'augmenter la précision des paramètres cinématiques, il a été proposé dans la littérature de filtrer les données brutes provenant de l'enregistrement du mouvement avant de calculer les paramètres (de Lange, Huiskes & Kauer, 1990 ; Woltring, Huiskes, de Lange & Veldpaus, 1985).

Afin de vérifier cette dernière hypothèse, nous avons entrepris de filtrer les données de deux sujets : un dont les paramètres cinématiques sont reproductibles et un dont les essais ne permettent pas d'obtenir des paramètres reproductibles. Le filtre utilisé est basé sur la moyenne mobile des données provenant des capteurs. Dans les deux cas, le filtrage des données diminue le bruit de sorte que la reproductibilité des paramètres a été améliorée bien que l'allure de la courbe soit demeurée semblable.

En tenant compte des erreurs qui peuvent être induites par le calibrage et la définition des axes, il est difficile de déterminer si la reproductibilité est majoritairement influencée par le mouvement étudié (mouvement actif) ou le traitement des données qui sont bruitées. Ce qui est surprenant de constater, c'est que les coefficients de détermination qui ont été utilisés pour une approximation de la reproductibilité sont très différents selon l'évaluation de $\cos x$, $\cos y$ et $\cos z$ et ce, d'un sujet à l'autre. De plus, il n'y a aucune tendance qui nous permet de conclure que si le mouvement anatomique évalué à l'aide du système de l'axe flottant est reproductible, les axes hélicoïdaux sont reproductibles. Chaque cas semble unique. Afin de s'assurer des effets induits par la trajectoire du mouvement et le filtrage des données, nous suggérons d'entreprendre une étude plus exhaustive quant aux différentes techniques de filtrage disponibles et une étude visant l'évaluation d'un mouvement passif.

Étant donné la tendance qui se dessine et les raisons qui permettent d'expliquer certaines divergences, les résultats préliminaires obtenus lors de cette étude présentent un potentiel intéressant quant à l'émission de décisions cliniques à partir de l'évaluation d'une série de mouvements. Pour ce qui est des définitions anatomiques du mouvement, il faudrait compléter l'étude préliminaire de façon à s'assurer qu'il est possible d'obtenir des résultats précis et objectifs quantitativement et qualitativement lorsque la technique de définition des axes anatomiques de rotation sera au point. En ce qui concerne l'interprétation mécanique des paramètres cinématiques, il faudrait déterminer si c'est le fait que ce soit un mouvement actif qui est à l'étude ou encore si c'est le bruit qui gêne la reproductibilité. Dans ces deux cas, des ajustements nécessaires pourront y être amenés. En ce qui concerne le développement d'une technologie liée au diagnostic basée sur la comparaison de la cinématique de genoux normaux et pathologiques, il faut toutefois reconnaître que les mouvements des patients présentant des instabilités ligamentaires ne seront pas aussi reproductibles. De plus, si les sujets normaux ne présentent pas tous le même mouvement, il s'avérera nécessaire de développer plusieurs profils de caractéristiques cinématiques pour différents groupes de sujets.

VII. CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

La complexité du genou est sans contredit à la source de la problématique qui concerne l'analyse de tous les mouvements du genou et la possibilité de poser un diagnostic précis en cas de pathologies ligamentaires ou autres pathologies.

Étant donné l'absence d'instruments cliniques permettant de documenter une instabilité en trois dimensions, nous avons développé un système d'évaluation *in-vivo* de la cinématique tridimensionnelle du genou. Ce système nous permet de visualiser la géométrie osseuse personnalisée et le mouvement de l'articulation du genou en temps réel. Deux algorithmes cinématiques ont été implantés dans le module cinématique de l'analyseur du genou afin de définir des paramètres cliniques représentatifs de la cinématique tridimensionnelle de genoux normaux.

En ce qui concerne les définitions anatomiques du mouvement, nous avons évalué les mouvements d'abduction / d'adduction et les rotations tibiales. Pour ce qui est de la description hélicoïdale du mouvement (approche mécanique), nous avons analysé l'orientation de l'axe hélicoïdal en fonction de l'évolution du mouvement de flexion du genou. Les résultats qui découlent de l'approche anatomique et de l'approche mécanique confirme que le genou n'est pas une articulation simple. Le genou est plutôt une articulation dynamique dont le comportement cinématique évolue en fonction du mouvement. Les paramètres cinématiques obtenus, exprimés en fonction de l'angle de flexion du genou, sont reproductibles de sorte qu'ils constituent des indices cliniques potentiels représentatifs de la cinématique tridimensionnelle de genoux normaux. Les paramètres hélicoïdaux sont toutefois moins reproductibles étant donné le bruit qui affecte les données brutes et le protocole expérimental qui imposait des mouvements actifs. Enfin, il faut préciser que l'interprétation clinique de tous ces paramètres se trouve biaisée par le manque de précision et d'objectivité avec lequel le calibrage et la définition des axes de rotation ont été définis.

Le manque de connaissances adéquates concernant les mouvements du genou constitue une lacune de premier ordre pour la communauté orthopédique. L'analyseur tridimensionnel du genou pourrait s'avérer non seulement une méthode objective d'analyse qui permet au clinicien de mieux comprendre les particularités de genoux normaux mais aussi une source d'informations fondamentales afin de poser un diagnostic, d'optimiser les traitements, d'en vérifier les effets biomécaniques et de planifier de façon plus concrète les interventions chirurgicales au genou.

Afin d'arriver à ces fins, nous recommandons, suite à la mise au point de la technique de calibrage et de définition des axes de :

- Vérifier la reproductibilité inter-sujets des paramètres cinématiques afin de déterminer s'il existe une courbe typique à laquelle peut s'identifier des sujets normaux;
- Vérifier la reproductibilité (inter-sujets et intra-sujets) des paramètres cinématiques pour ce qui est de l'exécution d'un mouvement passif;
- Vérifier la reproductibilité inter-examineurs et intra-examineurs des paramètres cinématiques de genoux normaux pour s'assurer d'une certaine constance entre les cliniciens;
- Vérifier les résultats obtenus lorsque le système d'attache est enlevé et remis (test-retest);
- Filtrage des données pour éliminer le bruit.

En ce qui concerne les objectifs cliniques de cette étude, les résultats de sujets pathologiques seront ensuite à comparer avec ceux obtenus pour des cas sains. On pourra ainsi observer les modifications éventuelles induites par la pathologie et poser un diagnostic précis et objectif.

LISTE DE RÉFÉRENCES

- ANDERSON, A.F. (1994). Rating scales. In F.H. Fu, C.D. Harner & K.G. Vince (Eds.), Knee Surgerv – volume I (pp.289-296), Baltimore, William & Wilkins.
- ARENDT, E.A. (1995). Assessment of the athlete with an accutely injured knee. In L.Y. Griffin (Ed.), Rehabilitation of the injured knee (second edition) (pp.20-33). St-louis, Mosby-Year Book, Inc..
- BEGGS, J. (1966). Advanced mechanism. New-York, Macmillan.
- BERME, N., CAPPOZZO, A. & MEGLAN, J. (1990). Kinematics. In N.Berne, A. Cappozzo & J. Meglan (Eds.), Biomechanics of human movement. Applications in rehabilitation, sports and ergonomics (pp. 89-102). Worthington, Bertec Corporation.
- BLANKEVOORT, L., HUISKES, R. & LANGE, A. de (1986). Helical axes along the envelope of passive knee joint motion. Proc.32nd Meeting ORS p.410.
- BLANKEVOORT, L., HUISKES, R. & LANGE, A. de (1988). The envelope of passive knee joint motion. Journal of Biomechanics, 21(9), 705-720.
- BLANKEVOORT, L., HUISKES, R. & LANGE, A. de (1990). Helical axes of passive knee joint motions. Journal of Biomechanics, 23(12), 1219-1229.
- CARRET, J.-P., DIMNET, J. & GONON, G.P. (1987). Cinématique articulaire. In D. Poitout (Ed.), Biomécanique orthopédique (pp. 243-275). Paris, Masson.
- CASTAING, J. & BURDIN, Ph. (1975). In J. Castaing & Ph. Burdin (Eds.), Anatomie fonctionnelle du système locomoteur – le genou (#9) (pp.11-79). Pairs, Edition E.P.R.I..
- CHAO, E.Y.S. (1980). Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. Journal of Biomechanics, 13, 989-1006.
- COUTEAU, B., HOBATHO, M.-C., BAUNTN, C., DARMANA, R. & CAHUZAC, J.-P. (1994). Description 3D de la flexion du tibia relative au fémur. Innovation et technologie en biologie et médecine, 15(6), 684-692.
- DANIEL, D.M. (1990). Diagnosis of a ligament injury. In D.M. Daniel, W. Akeson & J. O'Connor (Eds.), Knee ligament. Structure, function, injury and repair (pp. 3-10). New-York, Raven Press.

DANIEL, D.M. & STONE, M.L. (1995). Instrumented measurement of anteroposterior knee motion. In A.J. Tria (Ed.), Ligaments of the Knee (pp. 69-85). New-York, Churchill Livingstone.

DESLOOVERE, K., VAN LEEMPUTTE, M & ANDRIES, R. (1994). The effect of different loading conditions on the screw axis parameters of the knee joint. Proc 2nd World Congress of Biomechanics, vol I, p.148.

ENGLE, R.P. (1991), Knee ligament rehabilitation, New-York, Churchill Livingstone.

FLEMING, B.C., BEYNNON, B.D. & JOHNSON, R.J. (1993). The use of knee laxity testers for the determination of anterior-posterior stability of the knee. In D.W. Jackson et al. (Eds.), The anterior cruciate ligament. Current and future concepts (pp. 239-250). New-York, Raven Press, Ltd..

FOWLER, P.J. & LUBLINER, J. (1995). Functional anatomy and biomechanics of the knee joint. In L.Y. Griffin (Ed.), Rehabilitation of the injured knee (second edition) (pp. 7-19). St-Louis, Mosby Year-Book, Inc..

GAL, C. (1992). Anatomo-physiologie. In C. Gal (Ed.), Interval training et rééducation après entorse grave du genou (pp. 19-34). Paris, Editions Frison-Roche.

GREENFIELD, B.H. (1993). Sequential evaluation of the knee. In B.H. Greenfield (Ed.), Rehabilitation of the injured knee : A problem solving approach (pp. 59-62), Philadelphia, F.A. Davis Company.

GROOD, E.S. & SUNTAY, W.J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of 3D motions: Application to the knee. Journal of Biomechanical Engineering, 105, 136-144.

HUISKES, R., VAN DIJK, R., DE LANGE, A., WOLTRING, H.J. & VAN RENS, Th. J.G. (1985). Kinematics of the human knee joint. In N. Berme, A.E. Engin & K.M. Correa da Silva (Eds.), Biomechanics of normal and pathological human articulating joints (pp. 165-187). Dordrecht, Martinus Nijhoff.

JAEGER, J.H. & REMETTER, F. (1989). In Ch. Mansa, J.H. Jaeger & F. Bonnel (Eds.), Le genou traumatique (pp.17-23). Paris, Masson.

JONSSON, H. & KÄRRHOLM, J. (1994). 3D knee joint movement during a step-up: Evaluation after anterior cruciate ligament rupture. J. of Orthopaedic Research, 12(6), 769-779.

KADABA, M.P., RAMAKRISHNAN, H.K. & WOTTEN, M.E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. Journal of Orthopaedic Research, 8(3), 383-392.

KABADA, M.P., RAMAKRISHNAN, H.K., WOTTEN, M.E., GAINAY, J., GORTON, G. & COCHRAN G.V.B. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. J. Orthopaedic Research, 7(6), 849-860.

KARGER, C.L. (1993). Caractéristiques biomécaniques du genou de l'enfant. In J.F. Mallet & J. Lechevallier (Eds.), Chirurgie et orthopédie du genou de l'enfant (pp.41-51). Montpellier, Sauramps medical.

KINZEL, G.L., HALL, A.S. Jr & HILLBERRY, B.M. (1972). Measurements of the total motion between two body segments - I. Analytical development. J. of Biomechanics, 5, 93-105.

KINZEL, G.L., HILLBERRY, B.M. & HALL, A.S. Jr. (1972). Measurements of the total motion between two body segments - II. Description of application. Journal of Biomechanics, 5, 283-293.

KUROSAWA, H., WALKER, P.S., ABE, S., GARG, A. & HUNTER, T. (1985). Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design. Journal of Biomechanics, 18(7), 487-499.

LADIN, Z. (1995). 3D instrumentation. In P. Allard, I.A.F. Stokes & J.-P. Blanchi (Eds.), Three-dimensional analysis of human movement (pp. 3-17). Illinois, Human Kinetics.

LAFORTUNE, M.A., CAVANAGH, P.R., SOMMER, H.J. & KALENAK, A. (1992). Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. Journal of Biomechanics, 25(4), 347-357.

LANGE, A. De, HUISKES, R. & KAUER, J.M.G. (1990). Effects of data smoothing on the reconstruction of helical axis parameters in human joint kinematics. Journal of Biomechanical Engineering, 112, 107-113.

LEWIS, J.L. & LEW, W.D. (1978). A method for locating an optimal « fixed » axis of rotation for the human knee joint. Journal of Biomechanical Engineering, 100, 187-193.

LI, J., WYSS, U.P., COSTIGAN, P.A. & DELUZIO, K.J. (1993). An integrated procedure to asses knee-joint kinematics and kinetics during gait using an optoelectric system and standardized X-rays. Journal of Biomedical Engineering, 15, 392-400.

- LIORZOU, G. (1990a). Introduction – terminologie. In G. Liorzou (Ed.), Le genou ligamentaire – Examen clinique (pp1-4). Berlin, Springer-Verlag.
- LIORZOU, G. (1990b). L'examen ligamentaire proprement dit : examiner. In G. Liorzou (Ed.), Le genou ligamentaire – Examen clinique (pp25-79). Berlin, Springer-Verlag.
- MANSAT, Ch. (1987). Articulation du genou : étude de la biomécanique ligamentaire. In D. Poitout (Ed.), Biomécanique orthopédique (p.496-502). Paris, Masson.
- MARIEB, E.N. & LAURENDEAU, G. (1993). Les articulations. In E.N. Marieb & G. Laurendeau (Eds.), Anatomie et physiologie humaines (pp. 237-239). Éditions du renouveau pédagogique.
- MIYAZAKI, S. & ISHIDA, A. (1991). New mathematical definition and calculation of axial rotation of anatomical joints. Journal of Bimechanical Engineering, 113, 270-275.
- NAKACH, G., ASECIO, G., BONNEL, F., MANSAT, F. & JAEGER, J.H. (1984). Examen clinique d'une laxité du genou. In F. Bonnel, J.H. Jaeger & Ch. Mansat (Eds.), Les laxités chroniques du genou (pp41-50). Paris, Masson.
- NOYES, F.R., GROOD, E.S. & TORZILLI, P.A. (1989). The definitions of terms for motion and position of the knee and injuries of the ligaments. Current concepts review. Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 71(3), 465-472.
- PAINE R.M. (1991). Instrumented examination of the knee. In R.P. Engle (Ed.), Knee ligament rehabilitation, (pp. 37-50) New-York, Churchill Livingstone.
- PENNOCK, G.R. & CLARK, K.J. (1990). An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. Journal of Biomechanics, 23(12), 1209-1218.
- PRATT, N.E. (1991). Lower limb. In N.E. Pratt (Ed.), Clinical musculoskeletal anatomy (pp. 193-201). Philadelphie, J.B. Lippincott Company.
- QUINN, T.P. & MOTE, JR., C.D. (1990). A six degree of freedom acoustic transducer for rotation and displacement across the knee. Journal of biomechanical Engineering, 112, 371-378.
- RAMAKRISHNAN, H.K. & KADABA, M.P. (1991). On the estimation of joint kinematics during gait. Journal of Biomechanics, 24(10), 969-977.

- ROSENBERG, A. & MIKOSZ, R.P. (1991). Knee biomechanics. In W.N. Scott (Ed.), Ligament and extensor mechanism injuries of the knee. Diagnosis and treatment (pp. 33-58). St-Louis, Mosby-Year Book Inc..
- SATI, M. (1995). Computer-assisted knee surgery system : Planning of prosthetic ligament insertion. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal.
- SATI, M., DE GUISE, J.A., LAROCHE, S. & DROUIN, G. (1996). Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. The Knee, 3(3), 121-138.
- SATI, M., DE GUISE, J.A., LAROCHE, S. & DROUIN, G. (1996). Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. The Knee, 3(4), 179-190.
- SHIAVI, R., LIMBIRD, T., FRAZER, M., STIVERS, K., STRAUSS, A. & ABRAMOVITZ, J. (1987). Helical motion analysis of the knee - I. Methodology for studying kinematics during locomotion. Journal of Biomechanics, 20(5), 459-469.
- SHIAVI, R., LIMBIRD, T., FRAZER, M., STIVERS, K., STRAUSS, A. & ABRAMOVITZ, J. (1987). Helical motion analysis of the knee - II. Kinematics of uninjured and injured knees during walking and pivoting. Journal of Biomechanics, 20(7), 653-665.
- SIEGLER, S., CHEN, J. & SCHNECK, C.D. (1988). The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints - Part I: Kinematics. Journal of Biomechanical Engineering, 110, 364-373.
- SMITH, B.A., LIVESAY, G.A. & FU, F.H. (1995). Biomechanics of the knee. In A.J. Tria (Ed.), Ligaments of the knee (pp. 38-47). New-York, Churchill Livingstone.
- SOUDAN, K., VAN AUDEKERCKE, R. & MARTENS, M. (1979). Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. Example: the knee joint. Journal of Biomechanics, 12, 27-33.
- SPOOR, C.W. (1984). Explanation, verification and application of helical-axis error propagation formulas. Human Movement Science, 3, 95-117.
- SPOOR, C.W. & VELDPAUS, F.E. (1980). Rigid body motion calculated from spatial coordinates of markers. Journal of Biomechanics, 13, 391-393.

- STROBEL, M. & STEDTFELD, H.-W. (1990a). Evaluation of the ligaments. In M. Strobel & H.-W. Stedtfeld (Eds.), Diagnostic evaluation of the knee (pp. 100-122). Berlin, Springer-Verlag.
- STROBEL, M. & STEDTFELD, H.-W. (1990b). Machine evaluation of laxity. In M. Strobel & H.-W. Stedtfeld (Eds.), Diagnostic evaluation of the knee (pp. 258-269). Berlin, Springer-Verlag.
- STROBEL, M. & STEDTFELD, H.-W. (1990c). Terminology and definitions. In M. Strobel & H.-W. Stedtfeld (Eds.), Diagnostic evaluation of the knee (pp. 318-320). Berlin, Springer-Verlag.
- SUNTAY, W.J., GROOD, E.S., HEFZY, M.S., BUTLER, D.L. & NOYES, F.R. (1983). Error analysis of a system for measuring three-dimensional joint motion. Journal of Biomechanical Engineering, 105, 127-135.
- TORTORA, G.J., GRABOWSKI, S.R. & PARENT, J.-C. (1994). Les principes du soutien et du mouvement. In G.J. Tortora, S.R. Grabowski & J.-C. Parent (Eds.), Principes d'anatomie et de physiologie (pp. 228-243). Centre éducatif et culturel.
- WOJTYS, E.M. (1994). The ACL-deficient knee. AAOS Monograph Series (pp. 1-10). Rosemont, Illinois.
- WOJTYS, E. M. & CARPENTER, J.E. (1994). Instrumented knee laxity. In F.H. Fu, C.D. Harner & K.G. Vince (Eds.), Knee Surgery - volume I (pp. 297-310). Baltimore, Williams & Wilkins.
- WOLTRING, H.J. (1994). 3-D attitude representation of human joints: A standardization proposal. Journal of Biomechanics, 27(12), 1399-1414.
- WOLTRING, H.J. (1991). Representation and calculation of 3-D joint movement. Human Movement Science, 10, 603-616.
- WOLTRING, H.J., HUISKES, R., DE LANGE, A. & VELDPAUS, F.E. (1985). Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. Journal of Biomechanics, 18, 379-389.
- WOO, S. L.-Y., LIVESAY, G.A. & SMITH, B.A. (1994). Kinematics. In F.H. Fu, C.D. Harner & K.G. Vince (Eds.), Knee Surgery - volume I (pp. 173-187). Baltimore, Williams & Wilkins.

ANNEXE I :

Algorithme cinématique associé au système de l'axe flottant
(définition gyroscopique des angles d'Euler)

Afin de développer une matrice dont les termes sont exprimés en fonction des rotations cliniques recherchées, il suffit de remplacer les termes de la matrice de rotation suivante par les relations entre les systèmes de coordonnées cartésiennes associées au fémur et au tibia.

$$[R]^r = \begin{bmatrix} I \cdot i & J \cdot i & K \cdot i \\ I \cdot j & J \cdot j & K \cdot j \\ I \cdot k & J \cdot k & K \cdot k \end{bmatrix}$$

En se référant à la figure I.1, les relations entre les vecteurs unitaires de base associés aux systèmes de coordonnées fémoral et tibial et au système de coordonnées articulaires défini pour l'articulation du genou droit sont les suivantes,

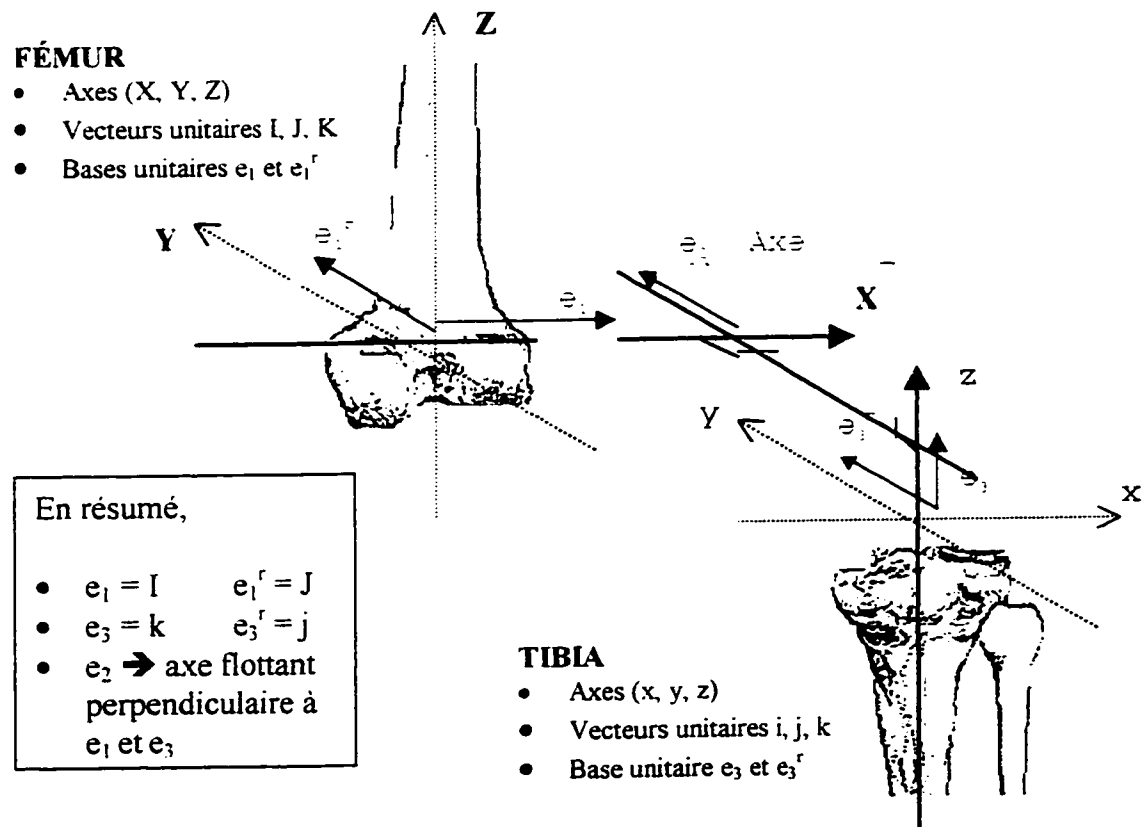


Figure I.1 Système de l'axe flottant

$$J \cdot e_2 = \cos \alpha$$

$$K \cdot e_2 = \cos (\pi/2 + \alpha) = -\sin \alpha$$

$$j \cdot e_2 = \cos \gamma$$

$$i \cdot e_2 = \cos (\pi/2 + \gamma) = -\sin \gamma$$

$$e_2 \times J = I \sin \alpha$$

$$e_2 \times j = -k \sin \gamma$$

$$I \cdot k = \cos \beta$$

(\cdot \rightarrow produit scalaire

\times \rightarrow produit vectoriel)

Première colonne

$$\begin{aligned} I \cdot i &= I \cdot (j \times k) = j \cdot (k \times I) \\ &= j \cdot e_2 \sin \beta \\ &= \cos \gamma \sin \beta \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} I \cdot j &= I \cdot (k \times i) = i \cdot (I \times k) \\ &= -i \cdot e_2 \sin \beta \\ &= \sin \gamma \sin \beta \end{aligned}$$

$$I \cdot k = \cos \beta$$

Deuxième colonne

$$\begin{aligned} J \cdot i &= J \{ (i \cdot e_2) e_2 + [i \cdot (e_2 \times k)] (e_2 \times k) \} \\ &= (i \cdot e_2) (J \cdot e_2) + [i \cdot (e_2 \times k)] [J \cdot (e_2 \times k)] \\ &= -\cos \alpha \sin \gamma + [e_2 \cdot (k \times i)] [k \cdot (J \times e_2)] \\ &= -\cos \alpha \sin \gamma + [e_2 \cdot j] [k \cdot (-I \sin \alpha)] \\ &= -\cos \alpha \sin \gamma - \cos \gamma \sin \alpha k \cdot I \\ &= -\cos \alpha \sin \gamma - \cos \gamma \sin \alpha \cos \beta \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} J \cdot j &= J \cdot (j \cdot e_2) e_2 + [j \cdot (e_2 \times k)] (e_2 \times k) \\ &= (j \cdot e_2) (J \cdot e_2) + [j \cdot (e_2 \times k)] [J \cdot (e_2 \times k)] \\ &= \cos \alpha \cos \gamma + [e_2 \cdot (k \times j)] [k \cdot (J \times e_2)] \\ &= \cos \alpha \cos \gamma + [-(e_2 \cdot i)] [k \cdot (-I \sin \alpha)] \\ &= \cos \alpha \cos \gamma + (e_2 \cdot i) (k \cdot I) \sin \alpha \\ &= \cos \alpha \cos \gamma + (-\sin \gamma) \cos \beta \sin \alpha \\ &= \cos \alpha \cos \gamma - \sin \gamma \sin \alpha \cos \beta \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 J \cdot k &= (K \cdot I) \cdot k = k \cdot (K \times I) = K \cdot (I \times k) \\
 &= -\sin \beta (K \cdot e_2) = -\sin \beta (-\sin \alpha) \\
 &= \sin \beta \sin \alpha
 \end{aligned}$$

Troisième colonne

$$\begin{aligned}
 K \cdot i &= K \{ (i \cdot e_2)e_2 + [i \cdot (e_2 \times k)](e_2 \times k) \} \\
 &= (i \cdot e_2)(K \cdot e_2) + [i \cdot (e_2 \times k)][K \cdot (e_2 \times k)] \\
 &= (i \cdot e_2)(K \cdot e_2) + (e_2 \times j)[k \cdot (K \times e_2)] \\
 &= \sin \alpha \sin \gamma + \cos \gamma [k \cdot -I \sin (\pi/2 + \alpha)] \\
 &= \sin \alpha \sin \gamma - \cos \gamma \cos \alpha (k \cdot I) \\
 &= \sin \alpha \sin \gamma - \cos \gamma \cos \alpha \cos \beta
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 K \cdot j &= K \cdot (j \cdot e_2)e_2 + [j \cdot (e_2 \times k)](e_2 \times k) \\
 &= (j \cdot e_2)(K \cdot e_2) + [j \cdot (e_2 \times k)][K \cdot (e_2 \times k)] \\
 &= \cos \gamma (-\sin \alpha) + [e_2 \cdot (k \times j)][\cos \alpha \cos \beta] \\
 &= -\cos \gamma \sin \alpha - \cos \alpha \cos \beta \sin \gamma
 \end{aligned}$$

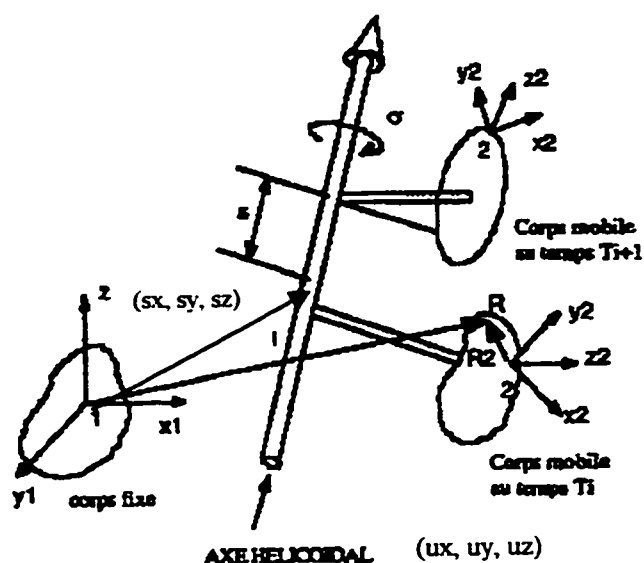
$$\begin{aligned}
 K \cdot k &= (I \cdot J) \cdot k = J \cdot (k \times I) = J \cdot e_2 \sin \beta \\
 &= \cos \alpha \sin \beta
 \end{aligned}$$

ANNEXE II :

Algorithmes cinématiques associés à la description hélicoïdale du mouvement

Cette annexe présente les équations mathématiques associées à la description hélicoïdale du mouvement qui ont été relevées dans la littérature. Ces différentes approches sont présentées par le nom du premier auteur de l'article auquel nous faisons référence. Pour faciliter la compréhension, nous avons adapté la nomenclature utilisée dans les équations de façon à ce qu'elle soit uniforme d'un auteur à l'autre. La figure II.1 illustre les paramètres hélicoïdaux recherchés. Ces paramètres sont extraits de la matrice $[A]$ qui exprime le déplacement relatif du tibia par rapport au fémur du temps T_i au temps T_{i+1} ,

$$[A] = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & 0 \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & 0 \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & 0 \\ p_x & p_y & p_z & 1 \end{bmatrix}$$



Paramètres hélicoïdaux :

- Angle hélicoïdal (ϕ)
- Translation (t)

Paramètres de l'axe :

- Orientation de l'axe (u_x, u_y, u_z)
- Coordonnées d'un point de l'axe (s_x, s_y, s_z)

Figure II.1 Description de l'axe hélicoïdal (Source : Couteau et al., 1994)

APPROCHE KINZEL (Kinzel, Hall & Hillberry, 1972)

Étant donné que le fémur effectue une **rotation pure** autour de l'axe hélicoïdal, les informations que contient la matrice de rotation $[R]$ sont indépendantes de l'emplacement de l'axe hélicoïdal dans l'espace. De ce fait, cette matrice est valide pour un axe transposé à l'origine du système fixe. Ce nouvel axe, parallèle à l'axe hélicoïdal, permet de simplifier les procédures afin de déterminer l'orientation de l'axe et l'angle de rotation.

Orientation de l'axe hélicoïdal (cosinus directeurs)

La matrice de rotation $[R]$ n'a aucun effet sur le déplacement en rotation d'un point (w) localisé sur un axe et son vecteur R_w situé le long de cet axe de rotation de sorte que,

$$[R_w] = [R] [R_w] \quad \text{ou} \quad [R - I] [R_w] = [0] \quad (1)$$

Afin de trouver les cosinus directeurs de l'axe hélicoïdal, ces auteurs considèrent un vecteur unitaire u (u_x, u_y, u_z) comme étant un vecteur particulier de R_w . L'équation 1 s'écrit,

$$\begin{bmatrix} R_{11} - 1 & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} - 1 & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} - 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2)$$

En considérant l'équation 2 et la propriété d'un vecteur unitaire, $u_x^2 + u_y^2 + u_z^2 = 1$, il est possible de résoudre le système pour u_x, u_y et u_z .

$$u_x = u_x \quad (3)$$

$$u_y = \frac{u_x * ((R_{23} * R_{31}) - R_{21} * (R_{33} - 1))}{(R_{22} - 1) * (R_{33} - 1) - R_{23} * R_{32}} \quad (4)$$

$$u_z = \frac{u_x * ((R_{21} * R_{32}) - R_{31} * (R_{22} - 1))}{(R_{22} - 1) * (R_{33} - 1) - R_{23} * R_{32}} \quad (5)$$

Angle hélicoïdal

Connaissant les cosinus directeurs (u_x , u_y , u_z), l'angle de rotation est extrait des équations dérivées de la matrice théorique de rotation exprimée en fonction de ces paramètres (Beggs, 1966).

$$R_{11} = u_x^2 (1 - \cos \phi) + \cos \phi \quad \rightarrow \quad \cos \phi = \frac{R_{11} - u_x^2}{1 - u_x^2} \quad (6)$$

$$R_{12} = u_x u_y (1 - \cos \phi) - u_z \sin \phi \quad \rightarrow \quad \sin \phi = - \frac{R_{12} - u_x u_y (1 - \cos \phi)}{u_z} \quad (7)$$

En combinant les résultats de ces deux équations, il est possible de trouver la grandeur et la direction de l'angle hélicoïdal ϕ .

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{\sin \phi}{\cos \phi} \right) \quad (8)$$

Translation hélicoïdale et localisation de l'axe hélicoïdal

Afin de déterminer la translation que subit le tibia le long de l'axe d'une position i à une position $i+1$, il suffit de considérer qu'un point P appartenant au tibia (ou a une prolongation du tibia) soit localisé sur l'axe hélicoïdal. Tel que démontré précédemment,

$$[R_{pi+1}] = [A] [R_{pi}] \quad (9)$$

où $[R]$ est un vecteur qui permet de localiser le point P au temps T_i et T_{i+1} . Lorsque le tibia se déplace de la position i à la position $i+1$, ce point ne subit qu'une translation t le long de cet axe. Le déplacement est un vecteur (tu) représenté par,

$$[R_{pi+1}] - [R_{pi}] = t \begin{bmatrix} 0 \\ u \end{bmatrix} \quad (10)$$

En combinant les équations 9 et 10, le système à résoudre est le suivant,

$$[A - I] [R_{pi}] = \begin{bmatrix} R - I & 0 \\ p & 1 \end{bmatrix} [R_{pi}] = t \begin{bmatrix} u \\ 0 \end{bmatrix} \quad (11)$$

En réarrangeant les termes, les équations peuvent s'écrire de la forme suivante,

$$\begin{bmatrix} R_{11} - 1 & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} - 1 & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} - 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_{x1} \\ s_{y1} \\ s_{z1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} tu_x - p_x \\ tu_y - p_y \\ tu_z - p_z \end{bmatrix} \quad (12)$$

En considérant l'élimination de Gauss pour résoudre ce système, nous obtenons les équations suivantes:

$$\begin{bmatrix} 1 & c_{12} & c_{13} \\ 0 & 1 & c_{23} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_{x1} \\ s_{y1} \\ s_{z1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_1 t + e_1 \\ d_2 t + e_2 \\ d_3 t + e_3 \end{bmatrix} \quad (13)$$

À partir de ce système d'équations, on peut déterminer la grandeur de la translation le long de l'axe,

$$t = -\frac{e_3}{d_3} \quad (14)$$

et pour $s_{z1} = s_{z1}$, on trouve les coordonnées d'un point appartenant à l'axe :

$$\begin{aligned} s_{z1} &= s_{z1} \\ s_{y1} &= d_2 t + e_2 - c_{23} s_{z1} \\ s_{x1} &= d_1 t + e_1 - c_{12} s_{y1} - c_{13} s_{z1} \end{aligned} \quad (15)$$

En supposant, par exemple, une valeur de $s_z = 0$, on peut aisément trouver les autres paramètres en fonction de cette valeur. Ces paramètres indiquent les coordonnées pour lesquelles l'axe hélicoïdal intersecte le plan x-y.

APPROCHE SPOOR & VELDPAUS (Spoor & Veldpaus, 1980)

L'approche privilégiée par Spoor & Veldpaus implique que l'orientation et la localisation de l'axe hélicoïdale soient définies de façon à ce que les vecteurs u et s soient orthogonaux,

$$u^T u = 1 \quad u^T s = 0 \quad (1)$$

En tenant compte de ces restrictions, le lien mathématique entre les différentes positions est régi par l'équation suivante qui se doit d'être satisfaite pour tout vecteur arbitraire w .

$$Rw + p = w + tu + (1 - \cos \phi) u * (u^*(w - s)) + \sin \phi u * (w - s) \quad (2)$$

Par conséquent, en décomposant cette équation, nous obtenons,

$$p = tu + (1 - \cos \phi) u - \sin \phi u * s \quad (3)$$

$$Rw = \cos \phi w + (1 - \cos \phi) u^T u w + \sin \phi u * w \quad (4)$$

Angle hélicoïdal

Les équations 5 et 6 sont équivalentes à l'équation 4 et correspondent à la matrice hélicoïdale théorique définie par Beggs (1966):

$$\frac{1}{2} (R - R^T) w = \sin \phi u * w \quad \text{pour tout } w \quad (5)$$

$$\frac{1}{2} (R + R^T) = \cos \phi I + (1 - \cos \phi) u u^T \quad (6)$$

La matrice $\frac{1}{2} (R - R^T)$ (équation 5) est « skew-symmetric » et il est facilement démontré que

$$\sin \phi \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} R_{32} - R_{23} \\ R_{13} - R_{31} \\ R_{21} - R_{12} \end{bmatrix} \quad (7)$$

D'après les conditions citées précédemment et $\sin \phi \geq 0$, il est possible de résoudre cette dernière équation telle que:

$$\sin \phi = \frac{1}{2} \sqrt{(R_{32} - R_{23})^2 + (R_{13} - R_{31})^2 + (R_{21} - R_{12})^2} \quad (8)$$

Parallèlement, en additionnant les termes de la diagonale de la matrice exprimée par l'équation 6, nous obtenons :

$$\cos \phi = \frac{1}{2} (R_{11} + R_{22} + R_{33} - 1) \quad (9)$$

Les équations 8 et 9 peuvent être indépendamment utilisées pour calculer la valeur de l'angle ϕ . Cependant, pour des raisons numériques, il est préférable d'utiliser l'équation 8 lorsque $\sin \phi \leq \frac{1}{2} \sqrt{2}$ et l'équation 9 lorsque $\sin \phi > \frac{1}{2} \sqrt{2}$.

L'angle de rotation ϕ est toujours une valeur non-négative inférieure ou égale à π rad et le sens de rotation ainsi que la direction du vecteur u sont régis par la règle de la main droite.

Orientation de l'axe hélicoïdal (cosinus directeurs)

Lorsque la valeur de l'angle ϕ est connue, il est possible de déterminer les composantes du vecteur u à l'aide de la relation dérivée de l'équation 7 pour $\sin \phi \neq 0$.

$$u_x = \frac{R_{32} - R_{23}}{2 \sin \phi} \quad u_y = \frac{R_{13} - R_{31}}{2 \sin \phi} \quad u_z = \frac{R_{21} - R_{12}}{2 \sin \phi} \quad (10)$$

Translation hélicoïdale et localisation de l'axe hélicoïdal

La translation t le long de l'axe hélicoïdal et le vecteur associé au point s permettant de localiser l'axe peuvent être extraits respectivement des équations 1 et 3. s est obtenu par la projection de l'origine d'un système de coordonnées sur l'axe hélicoïdal.

$$t = u^T p \quad (11)$$

$$s = -\frac{1}{2} u * (u * p) + \frac{\sin \phi}{2(1 - \cos \phi)} u * p \quad (12)$$

Les équations 11 et 12 peuvent être utilisées si $\phi \neq 0$. Lorsque $\phi = 0$, il n'y a aucune rotation. Dans ce dernier cas, l'axe hélicoïdal n'est pas défini et de ce fait, u , s et t ne sont pas uniques.

Lorsque $\phi = 0$ et $v \neq 0$,

$$t = \sqrt{p^T p}; \quad u = 1/t p; \quad s = 0 \quad (15)$$

Lorsque $\phi = 0$ et $v = 0$, il n'y a aucun mouvement et ce cas est sans intérêt.

APPROCHE WOLTRING (Woltring, Huiskes, de Lange & Veldpaus, 1985)

Orientation de l'axe hélicoïdal (cosinus directeurs) et angle hélicoïdal

Pour ce qui est de l'orientation de l'axe hélicoïdal et l'ampleur de la rotation hélicoïdale, Woltring et al., ont suivi le même cheminement théorique que Spoor & Veldpaus (1980).

Localisation de l'axe hélicoïdal et translation hélicoïdale

Contrairement à l'approche suivie par Spoor & Veldpaus pour localiser l'axe hélicoïdal, s est choisi comme étant la projection sur l'axe hélicoïdal du point p situé à la mi-distance du vecteur d reliant p_1 à p_2 (figure II.2).

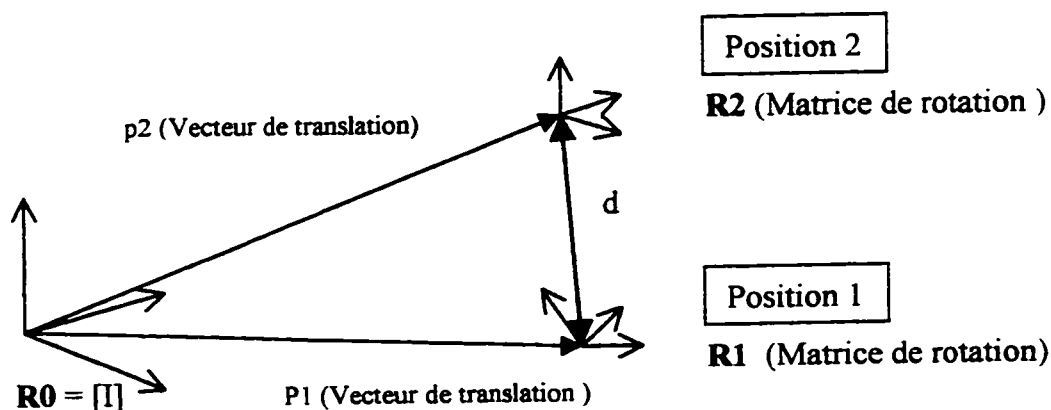


Figure II.2 Système de coordonnées articulaires

$$\mathbf{p} \cong \frac{1}{2} (\mathbf{p1} + \mathbf{p2}) \quad (1)$$

$$\mathbf{d} \cong \mathbf{p2} - \mathbf{p1} \quad (2)$$

Étant donné les conditions de projection qui s'appliquent, soit $\mathbf{u}^T (\mathbf{s} - \mathbf{p}) = 0$, \mathbf{s} et \mathbf{t} sont équivalents à,

$$\mathbf{s} = \mathbf{p} + \left\{ 2 \tan \frac{\phi}{2} \right\}^{-1} \mathbf{u} * \mathbf{d} \quad (3)$$

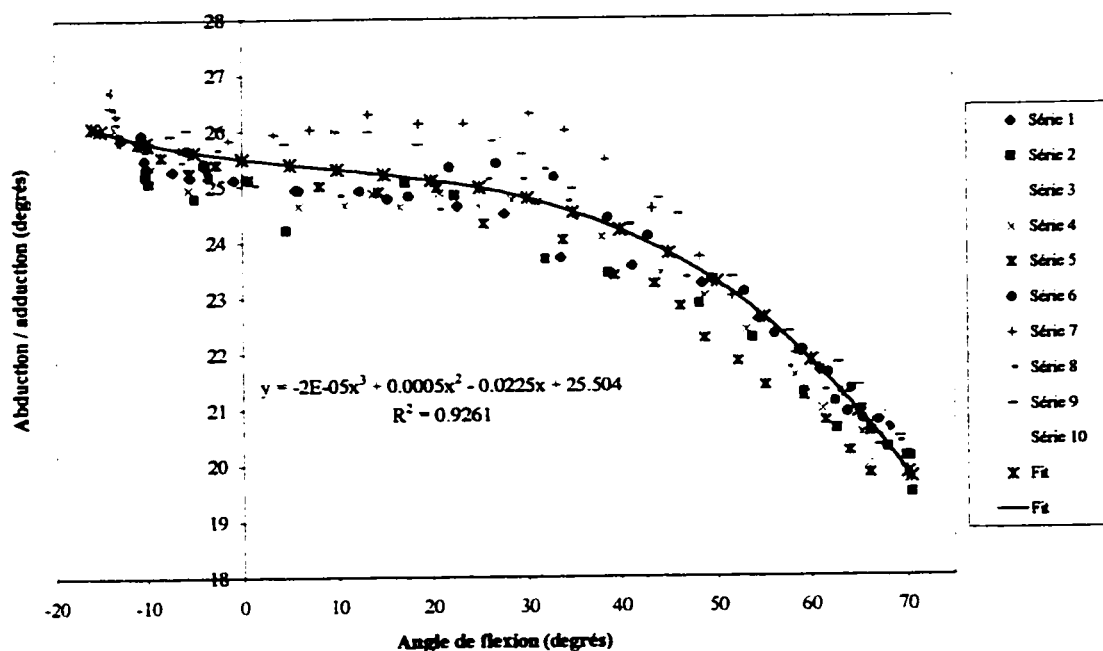
$$\mathbf{t} = \mathbf{u}^T \mathbf{d} \quad (4)$$

Étant donné que \mathbf{s} est la projection de \mathbf{p} sur l'axe hélicoïdal, $\mathbf{s}-\mathbf{p}$ correspond à la distance minimale entre les capteurs et l'axe. Il est possible de prouver que le point \mathbf{s} est le point le plus précisément défini sur l'axe. L'axe hélicoïdal n'est pas défini pour $\phi = 0$, i.e. lors d'une translation pure. Cette particularité explique l'extrême sensibilité de l'axe hélicoïdal aux erreurs de mesure surtout lorsque l'amplitude de rotation est faible.

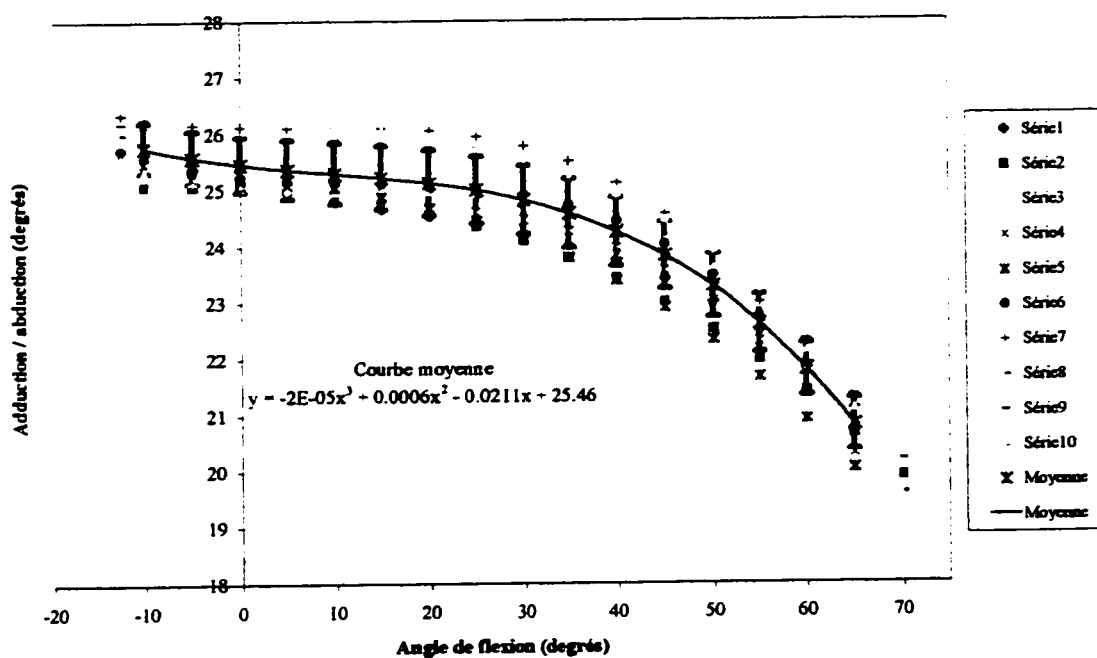
ANNEXE III :

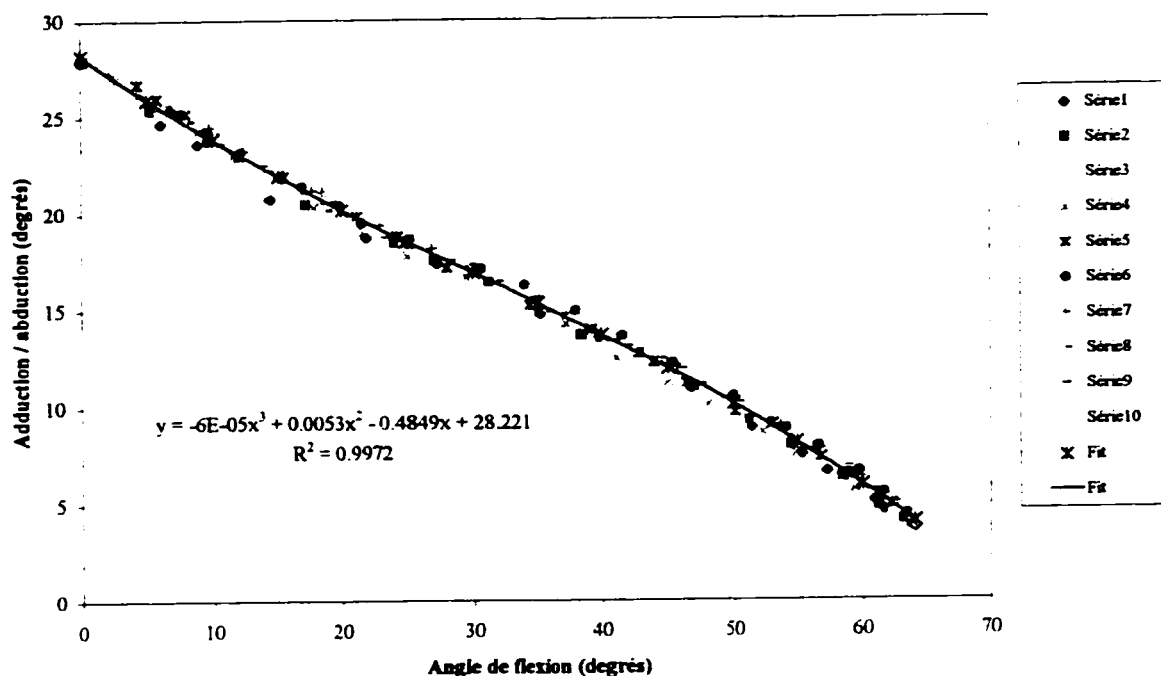
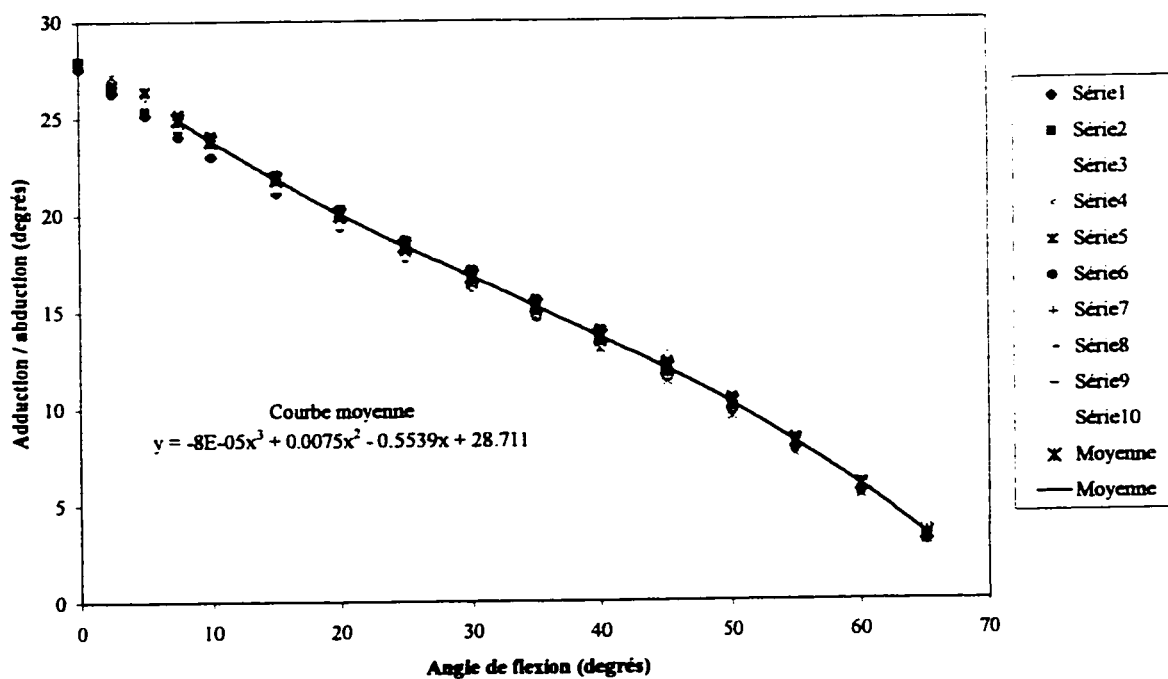
Mouvement d'abduction / adduction : données brutes et données lissées
(Extension → flexion et flexion → extension)

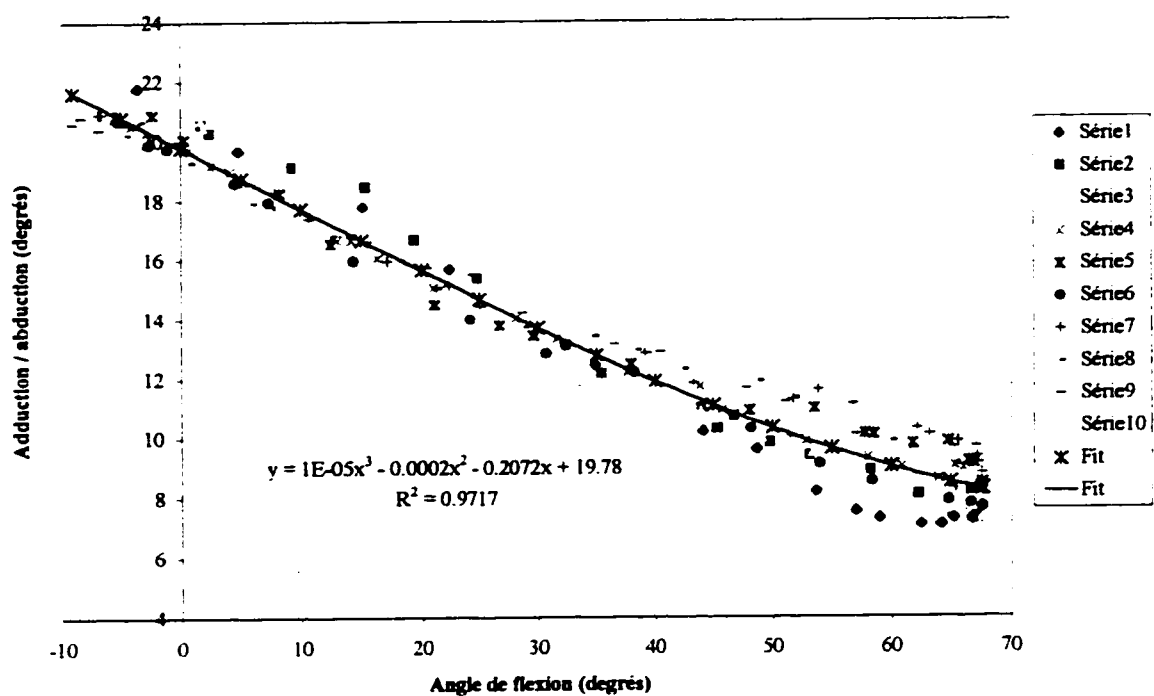
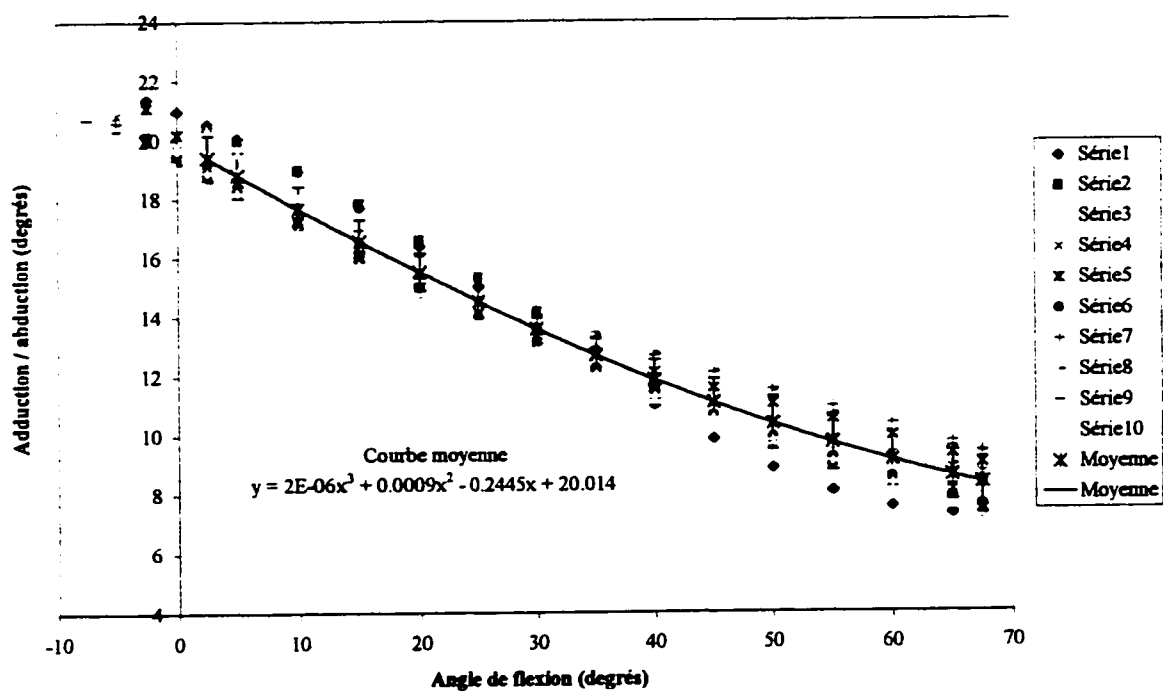
Sujet 1 - Extension ==> flexion (Données brutes)

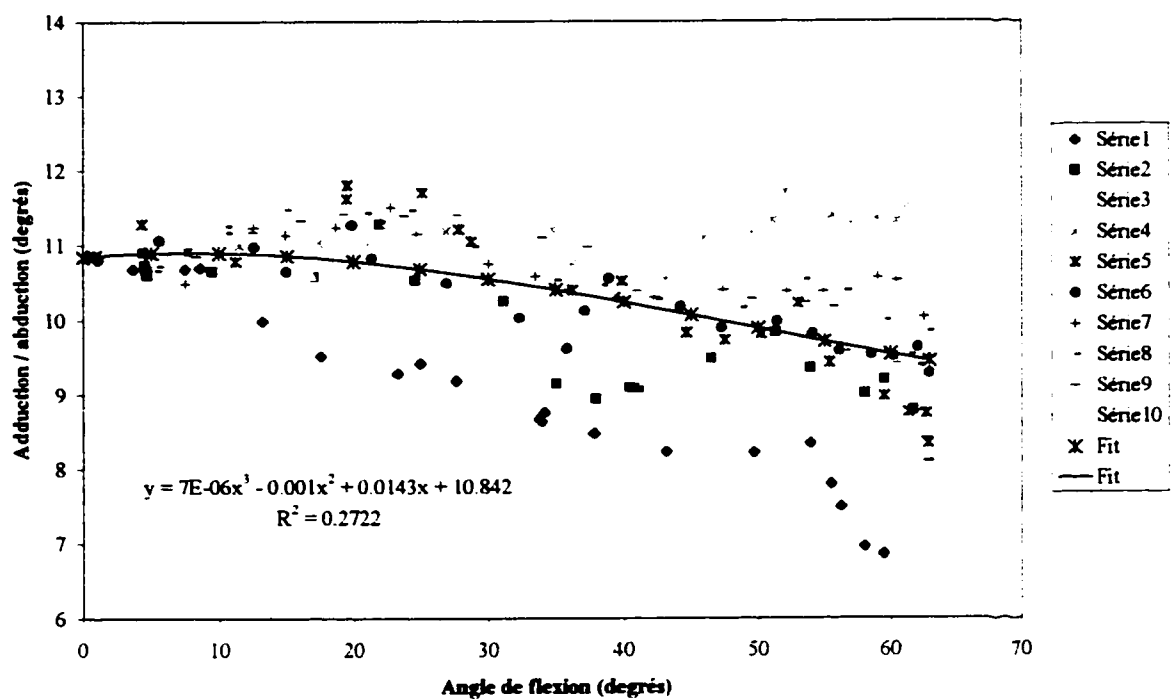
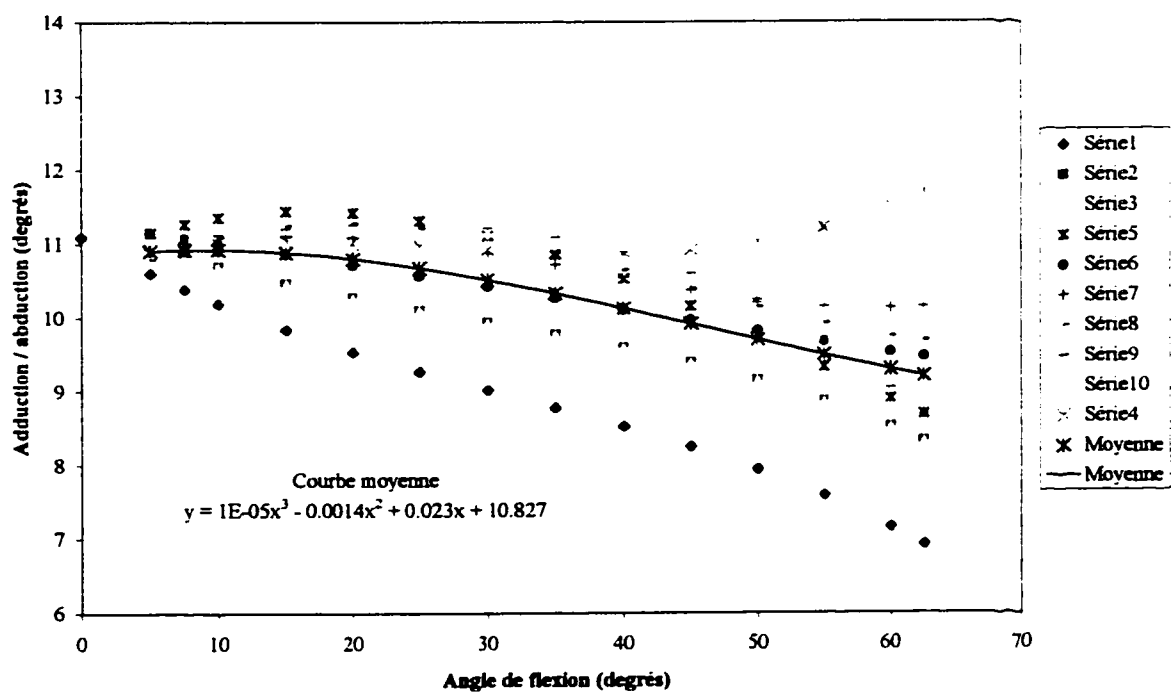


Sujet 1 - Extension ==> flexion (Données lissées)

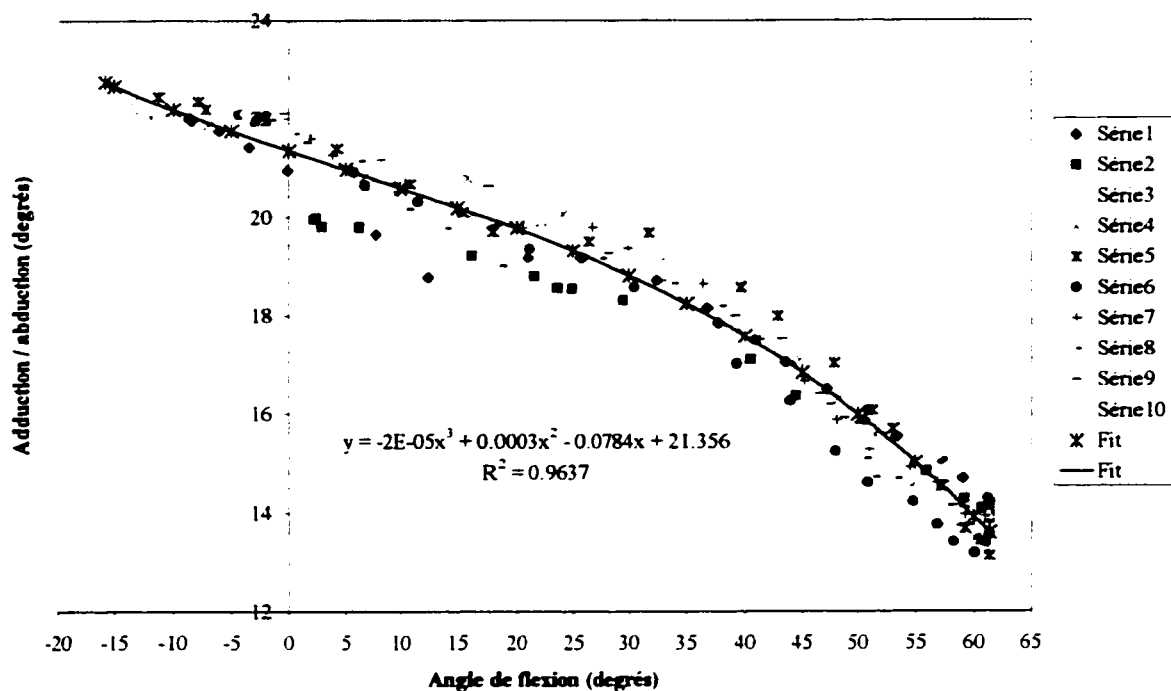


Sujet 2 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 2 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

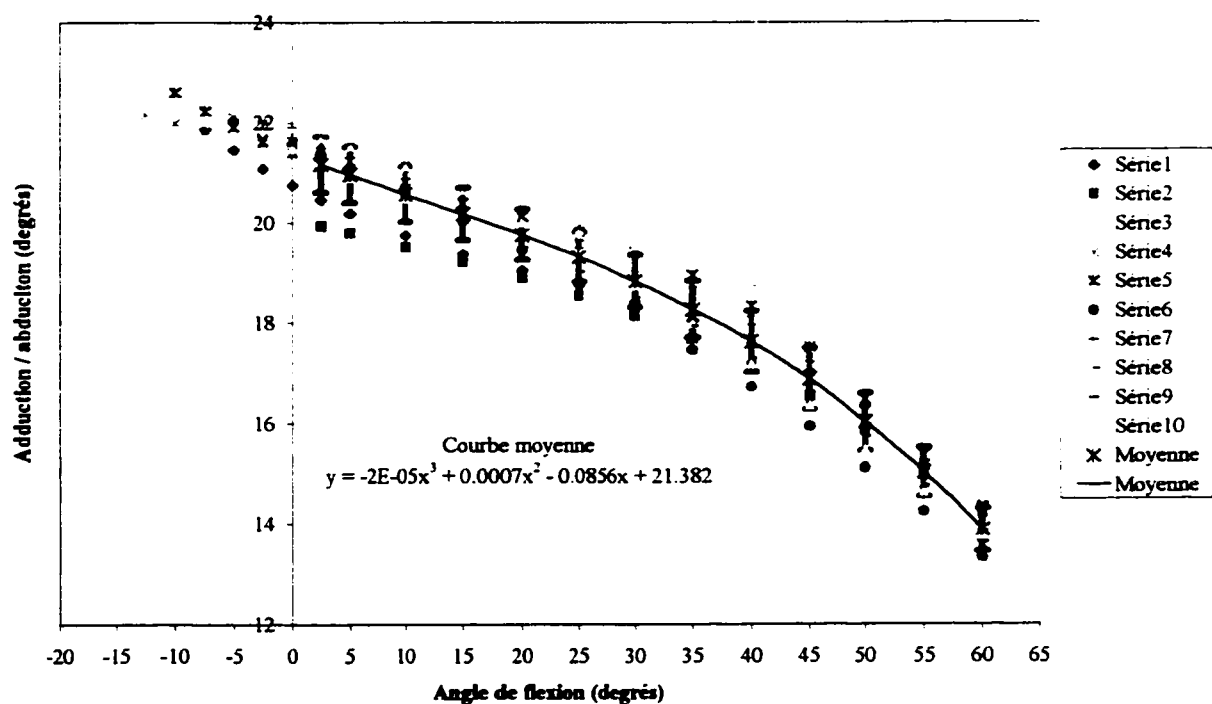
Sujet 3 - Extension \Rightarrow flexion (données brutes)Sujet 3 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

Sujet 4 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 4 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

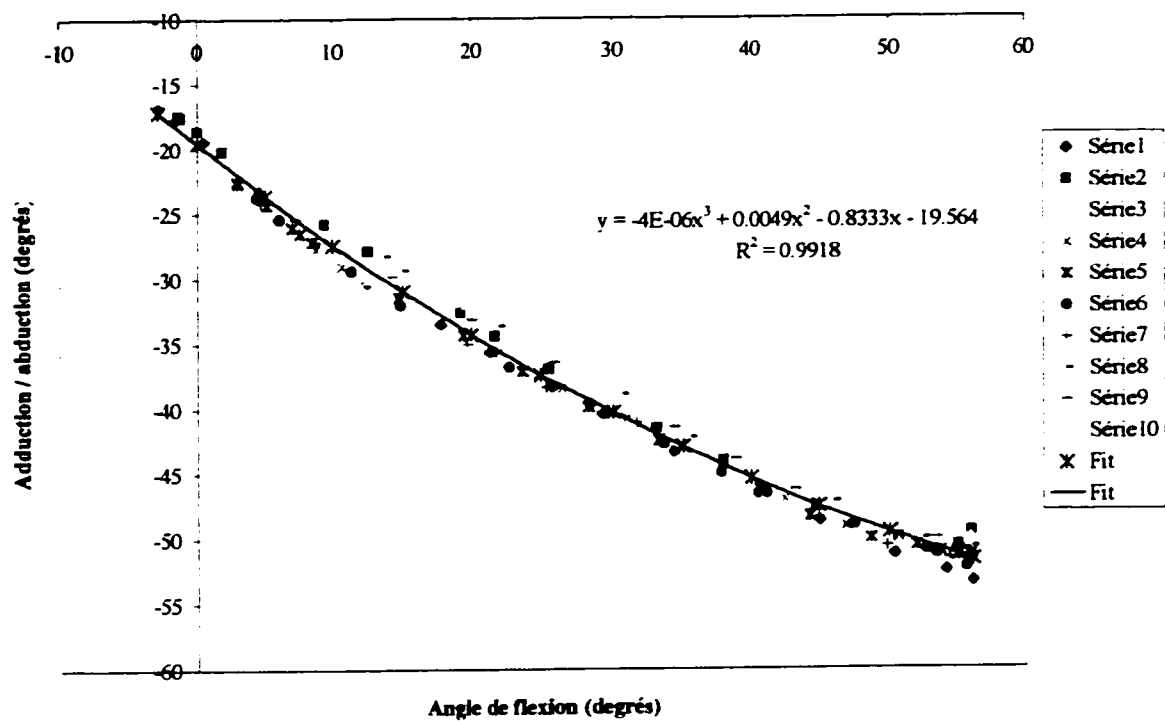
Sujet 5 - Extension ==> flexion (Données brutes)



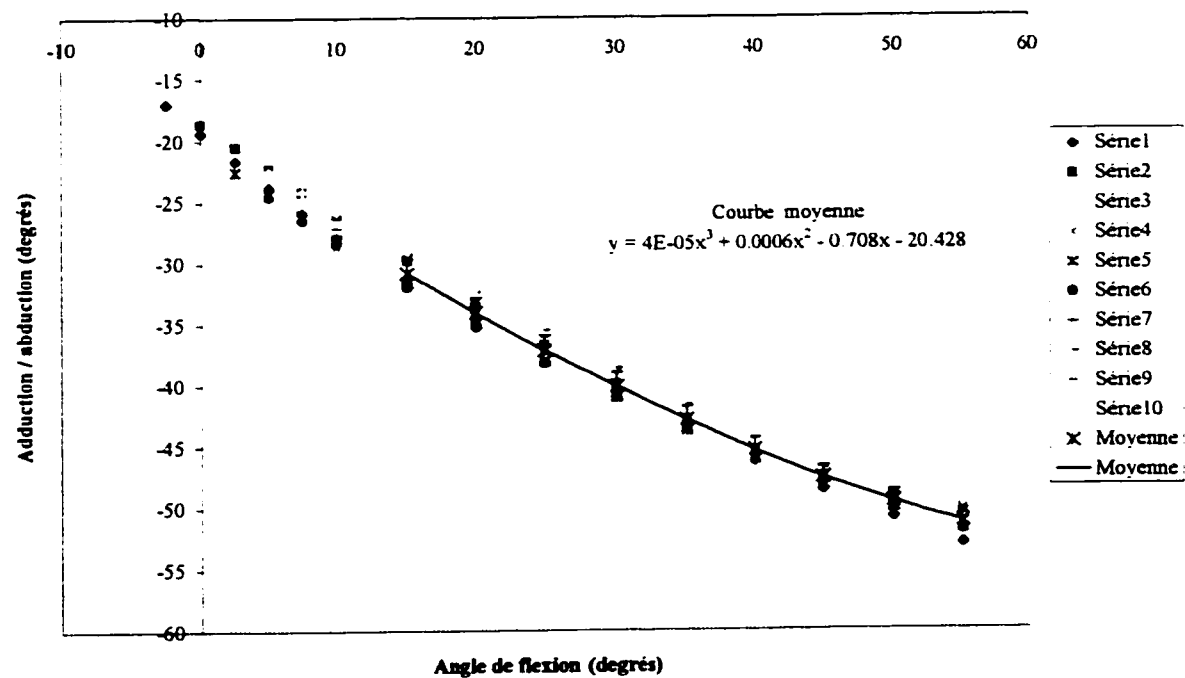
Sujet 5 - Extension ==> flexion (Données lissées)

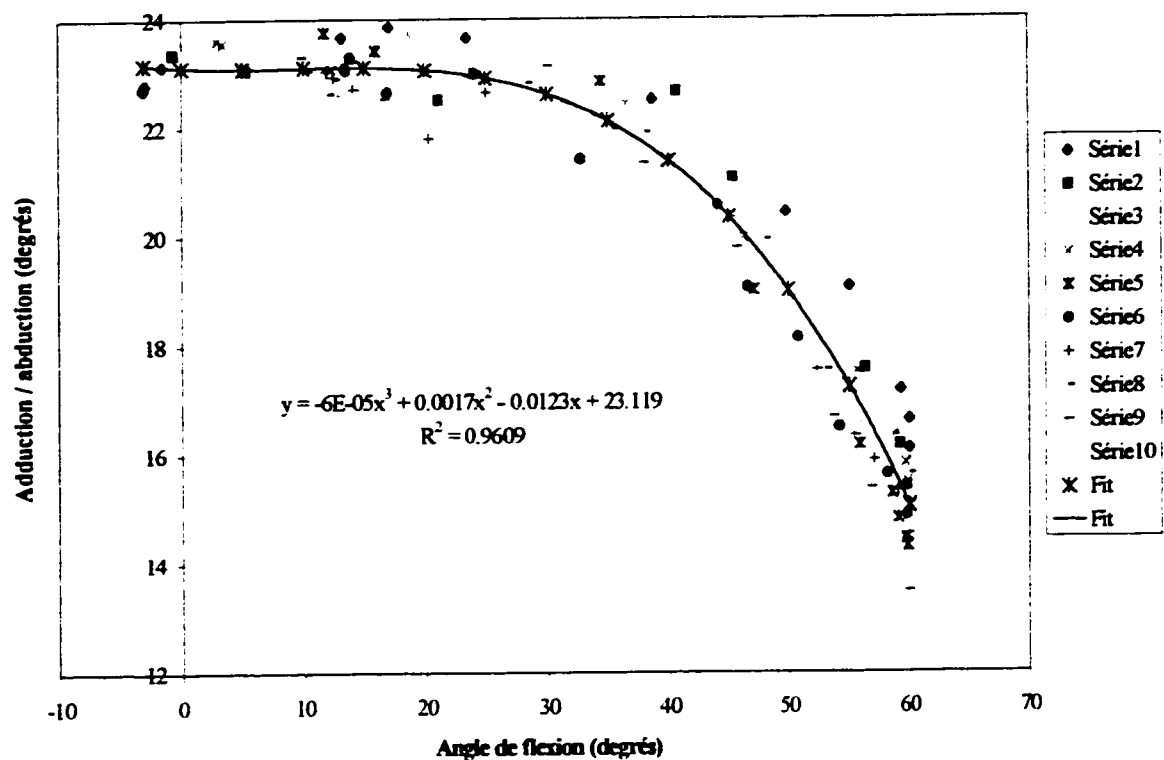
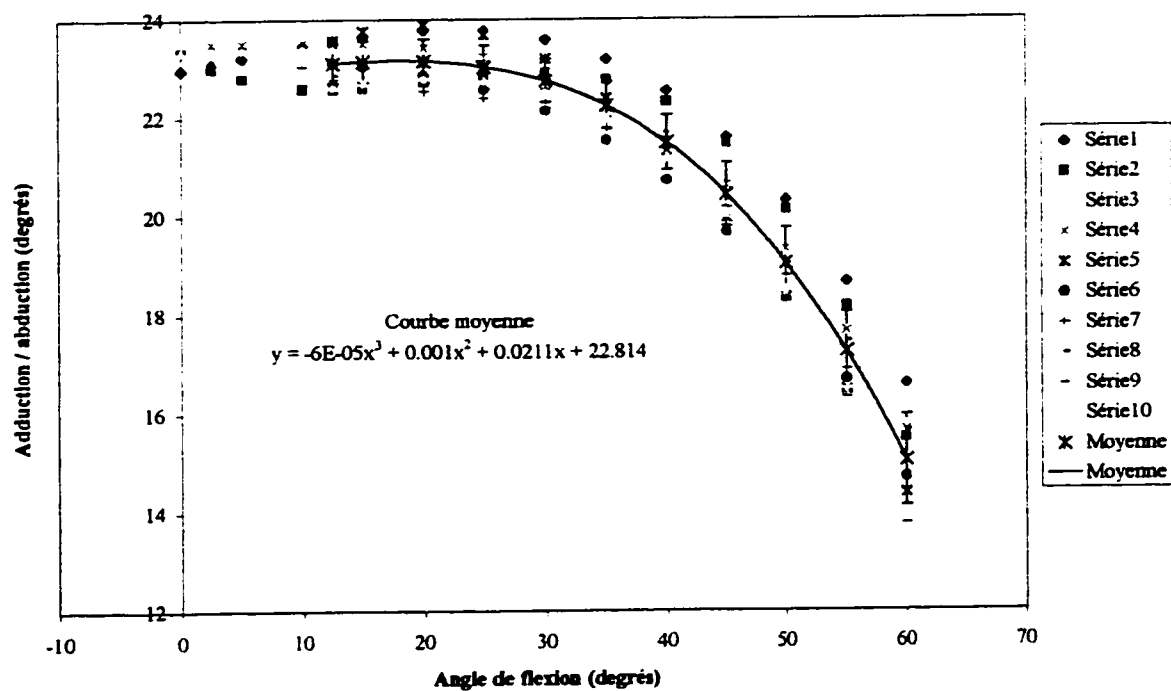


Sujet 6 - Extension ==> flexion (Données brutes)

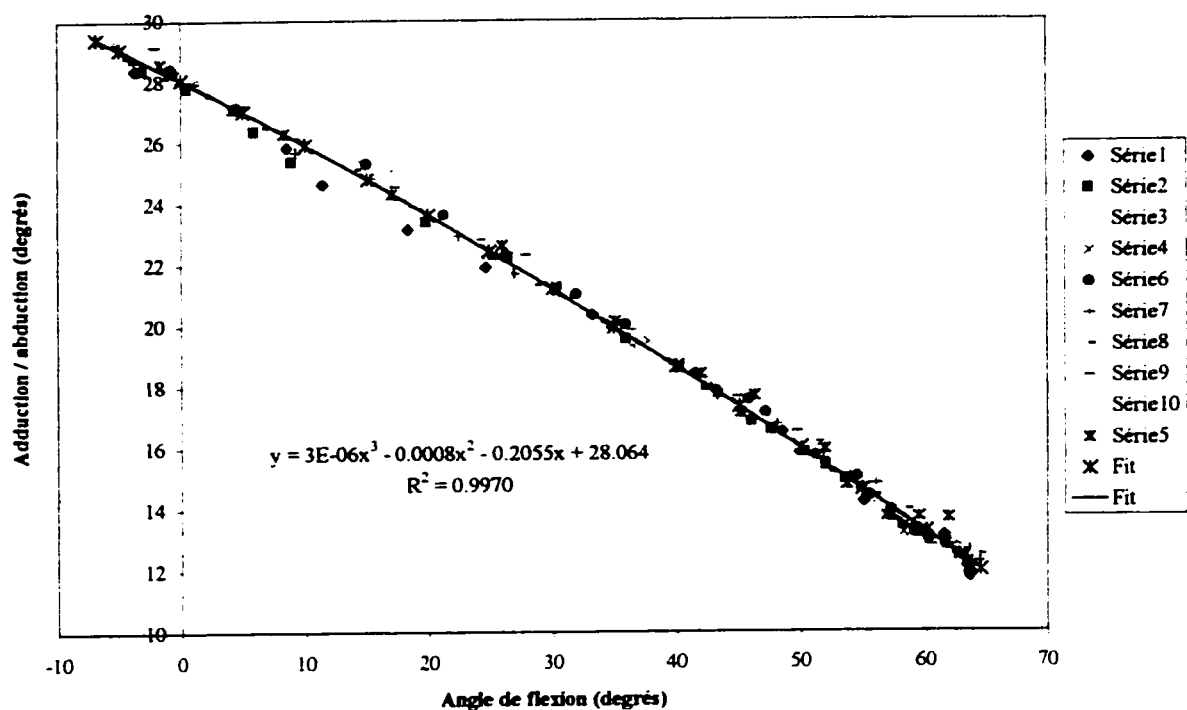


Sujet 6 - Extension ==> flexion (Données lissées)

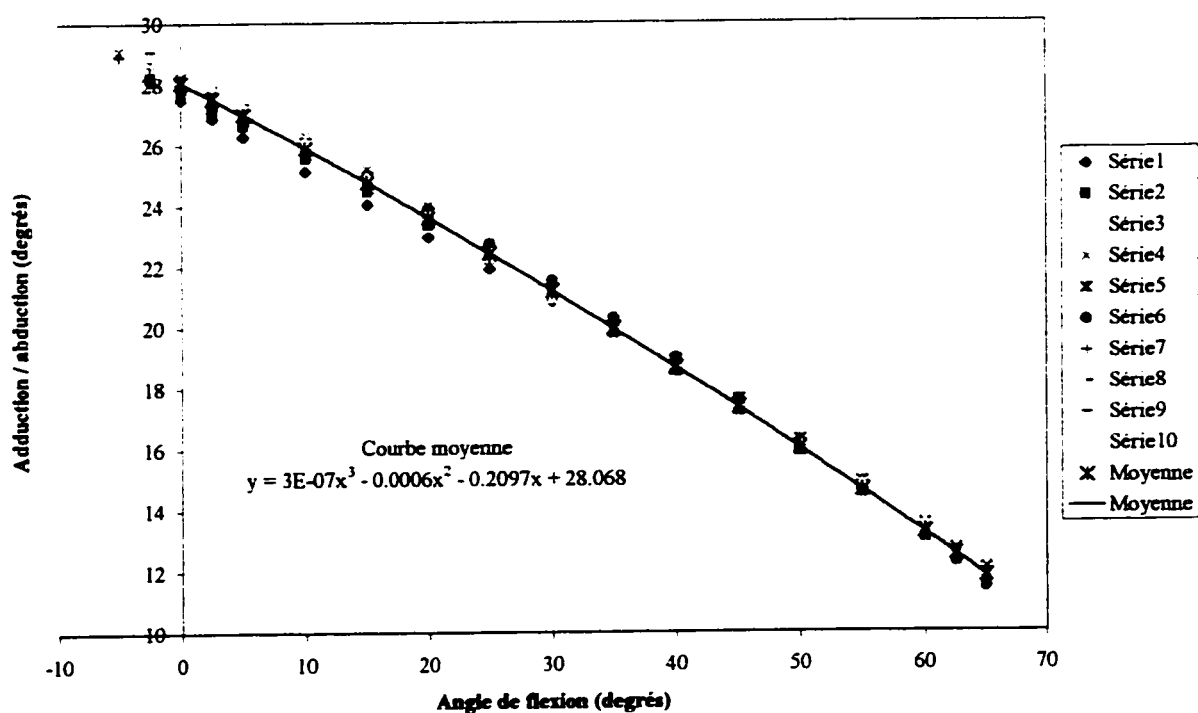


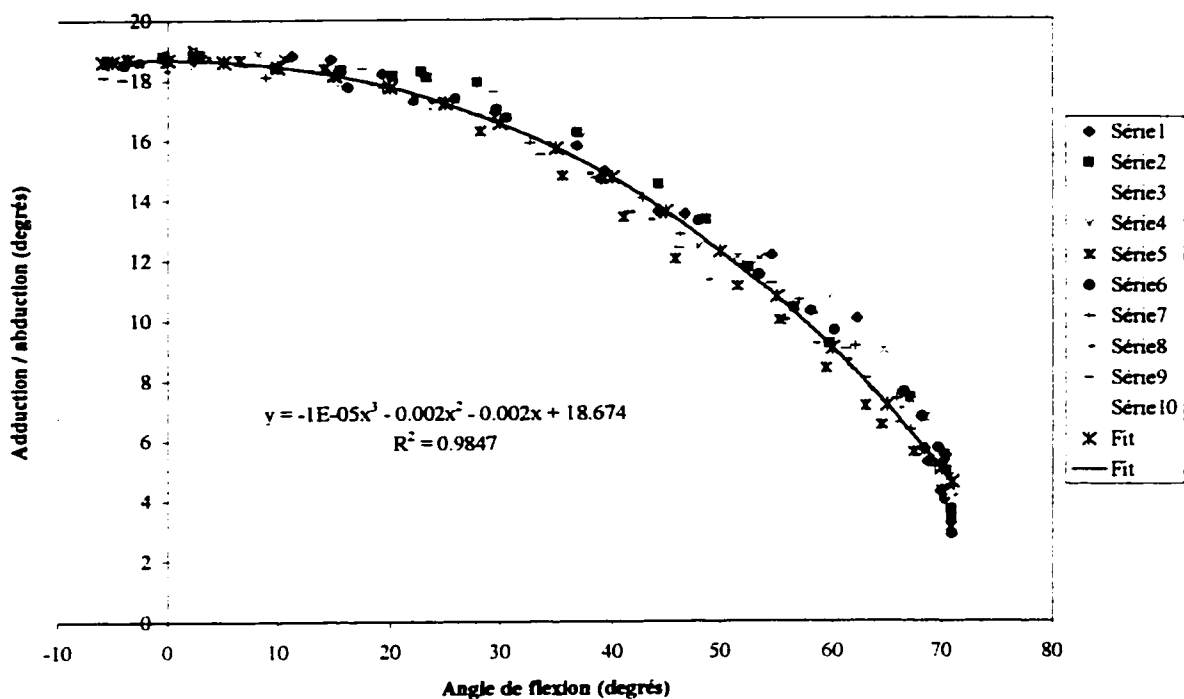
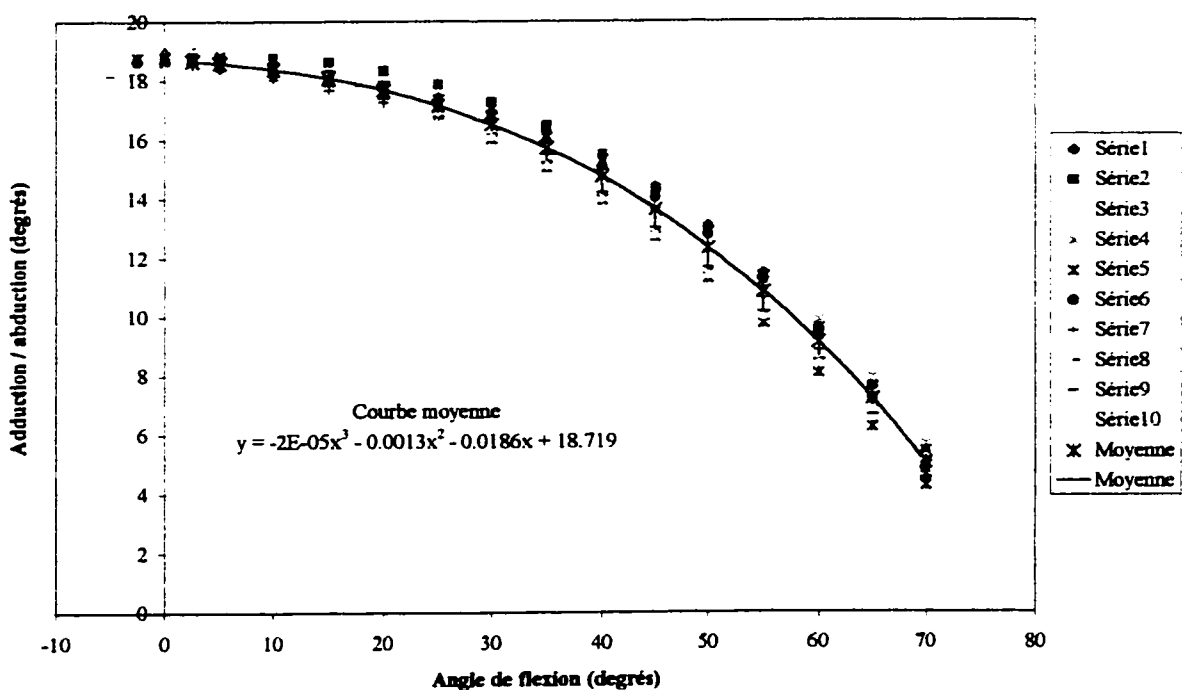
Sujet 7 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 7 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

Sujet 8 - Extension ==> flexion (Données brutes)

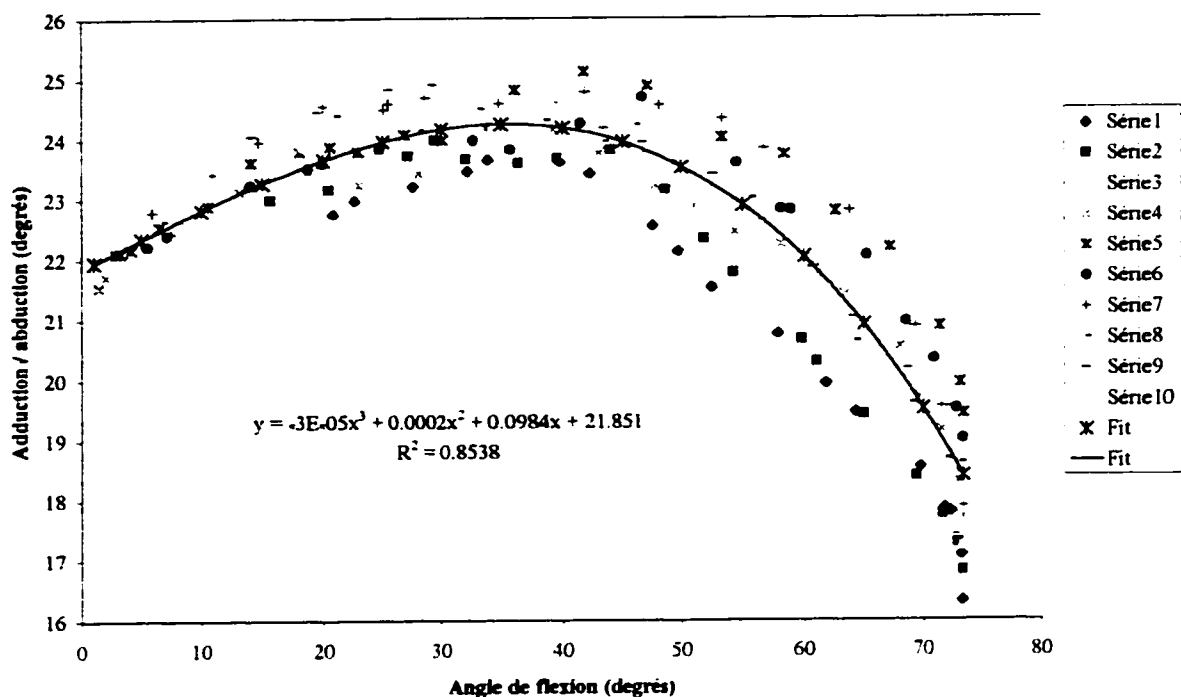


Sujet 8 - Extension ==> flexion (Données lissées)

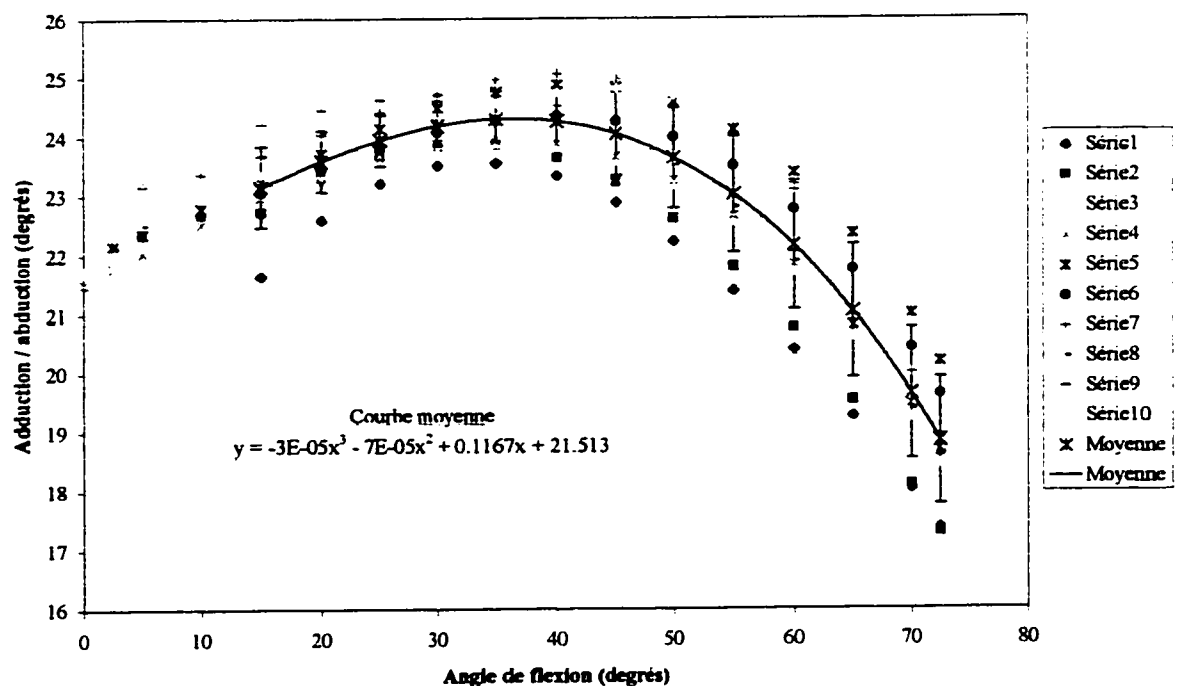


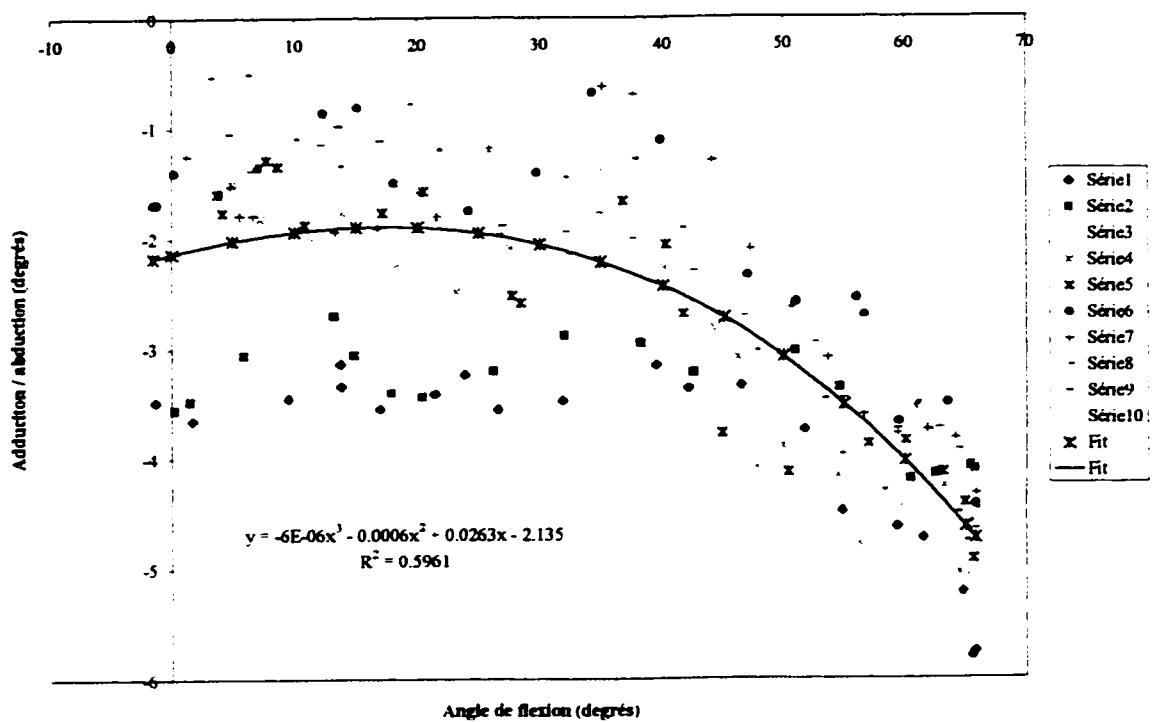
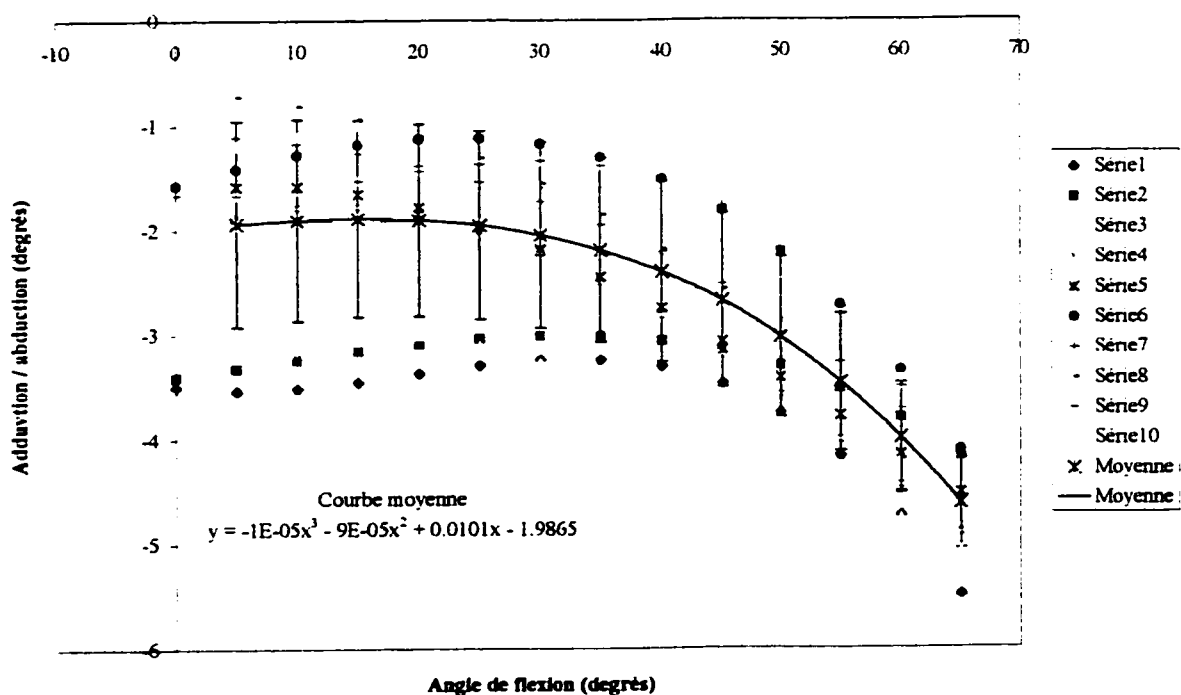
Sujet 9 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 9 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

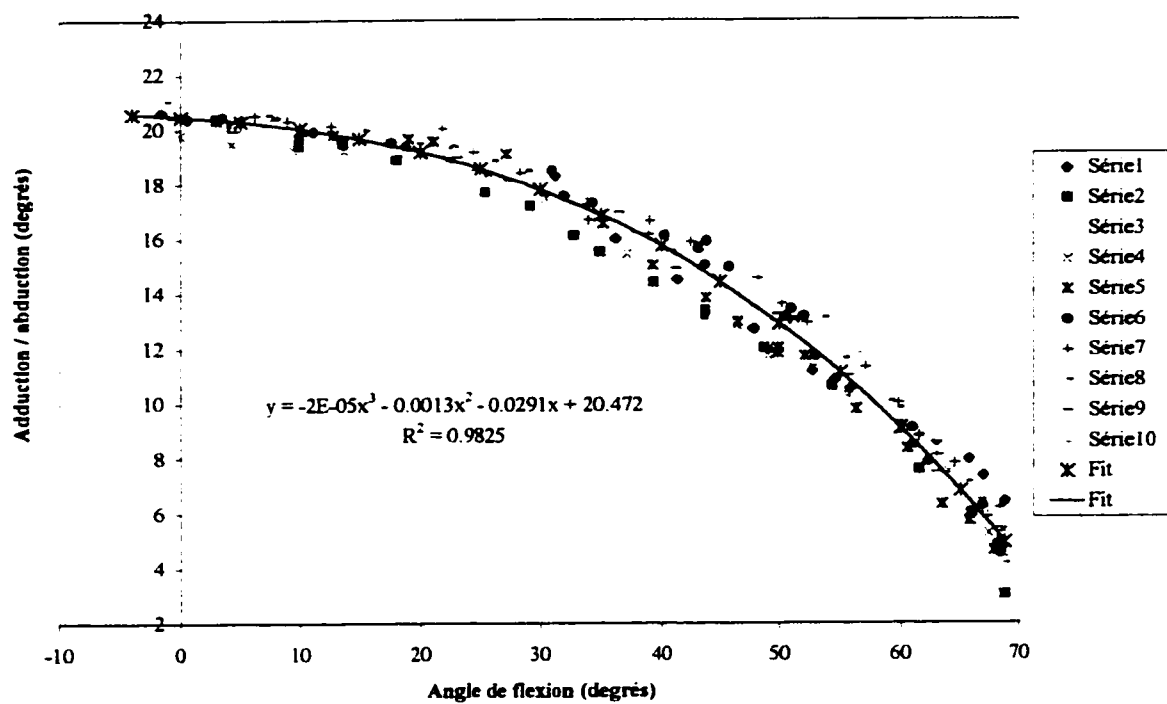
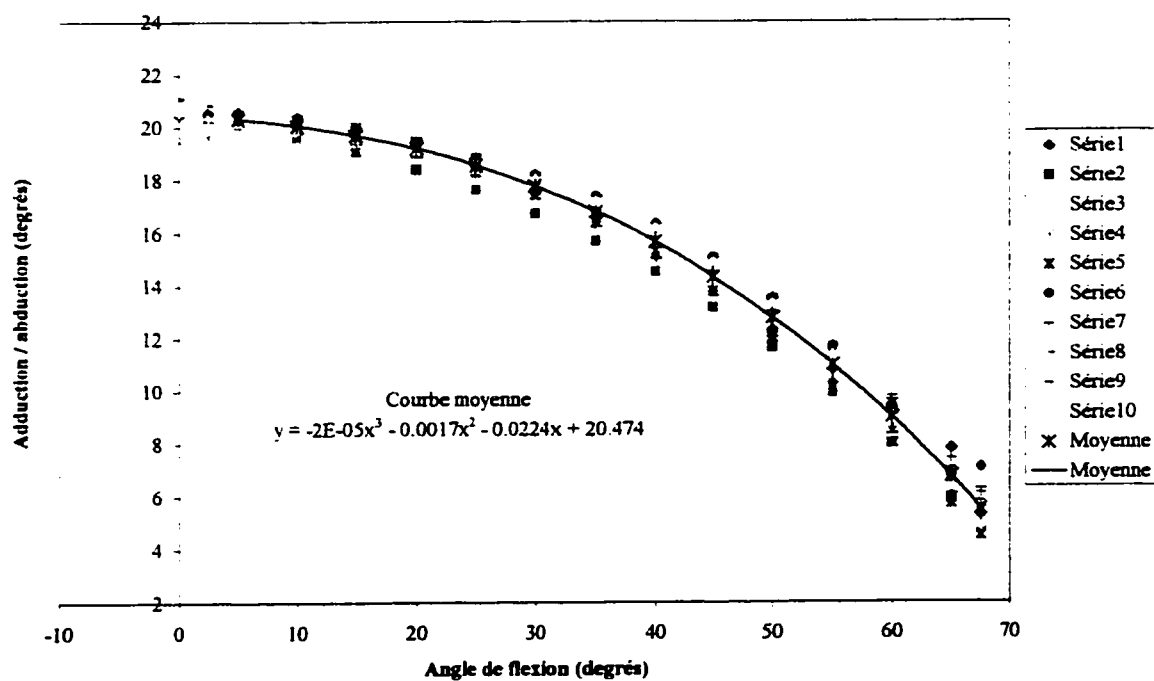
Sujet 10 - Extension ==> flexion (Données brutes)

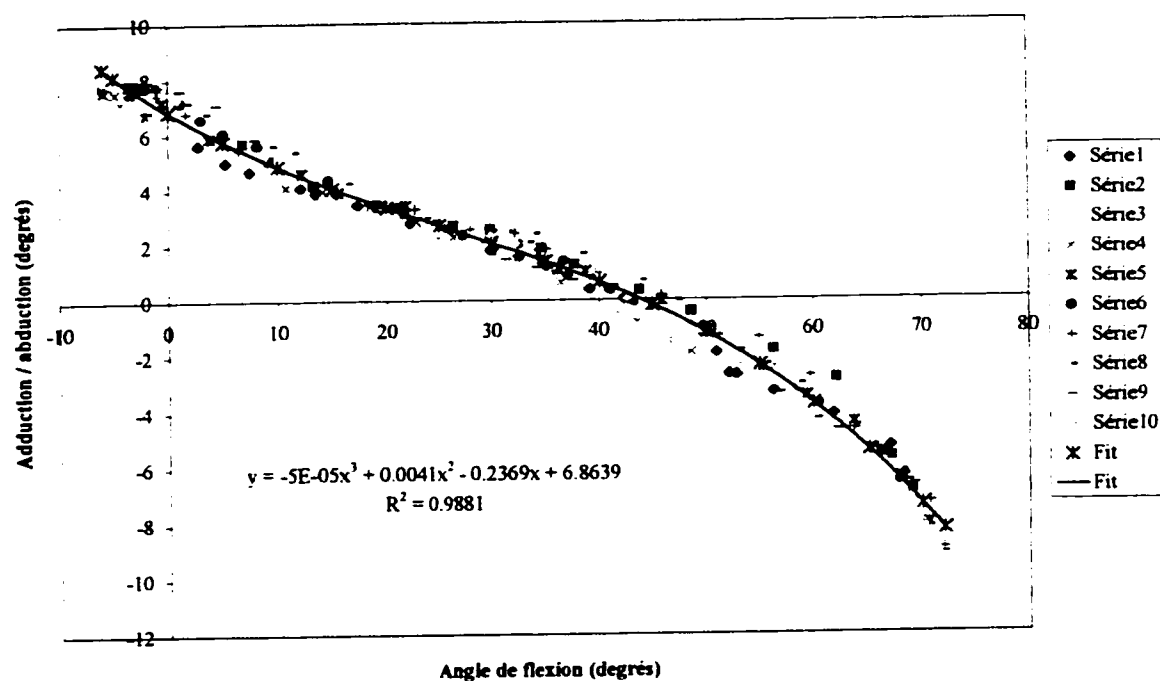
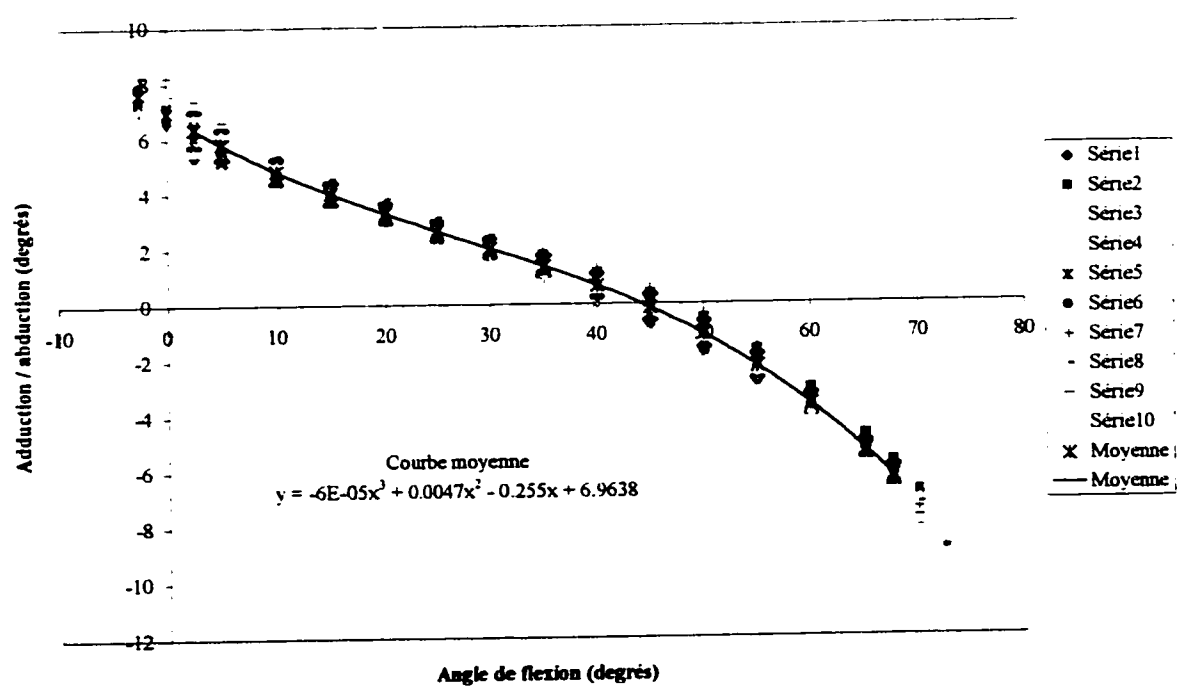


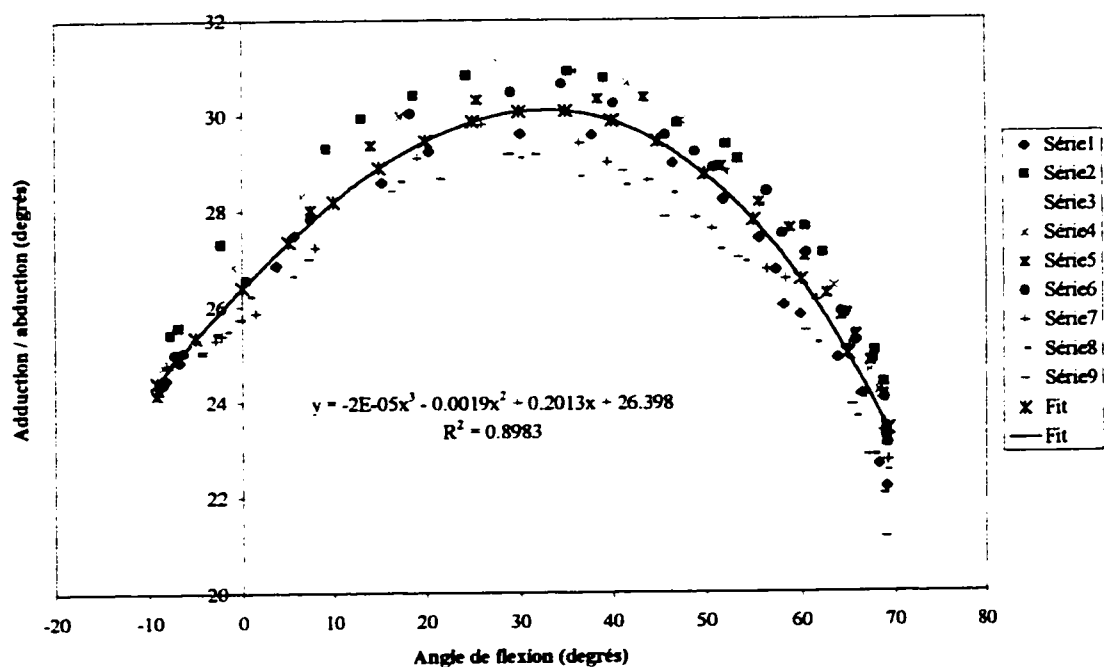
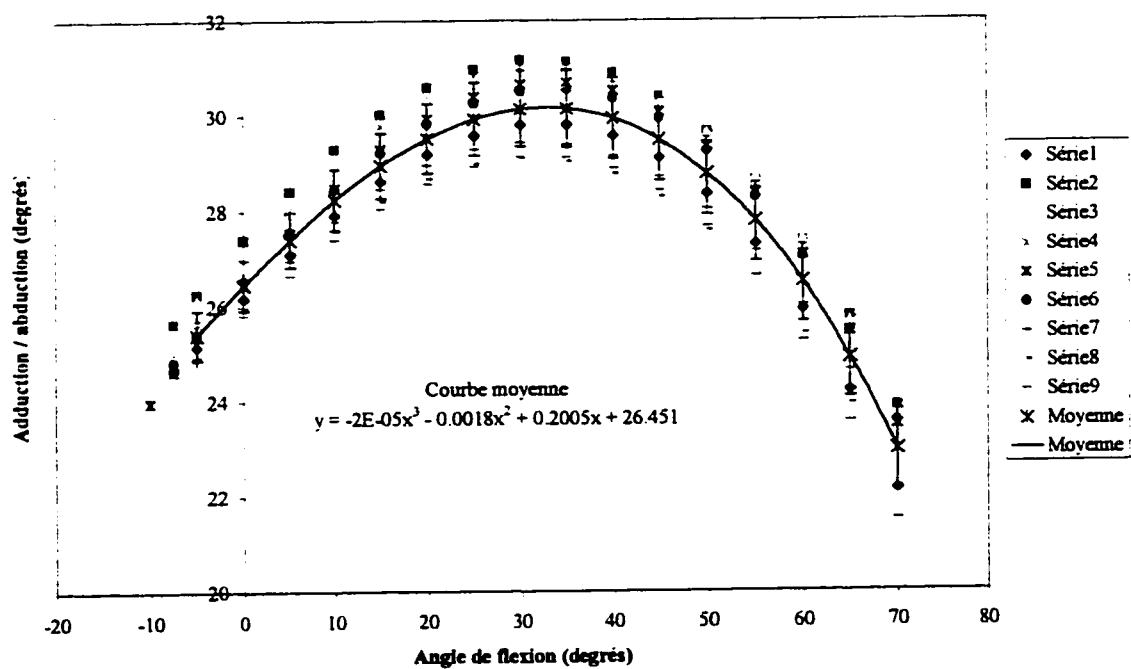
Sujet 10 - Extension ==> flexion (Données lissées)

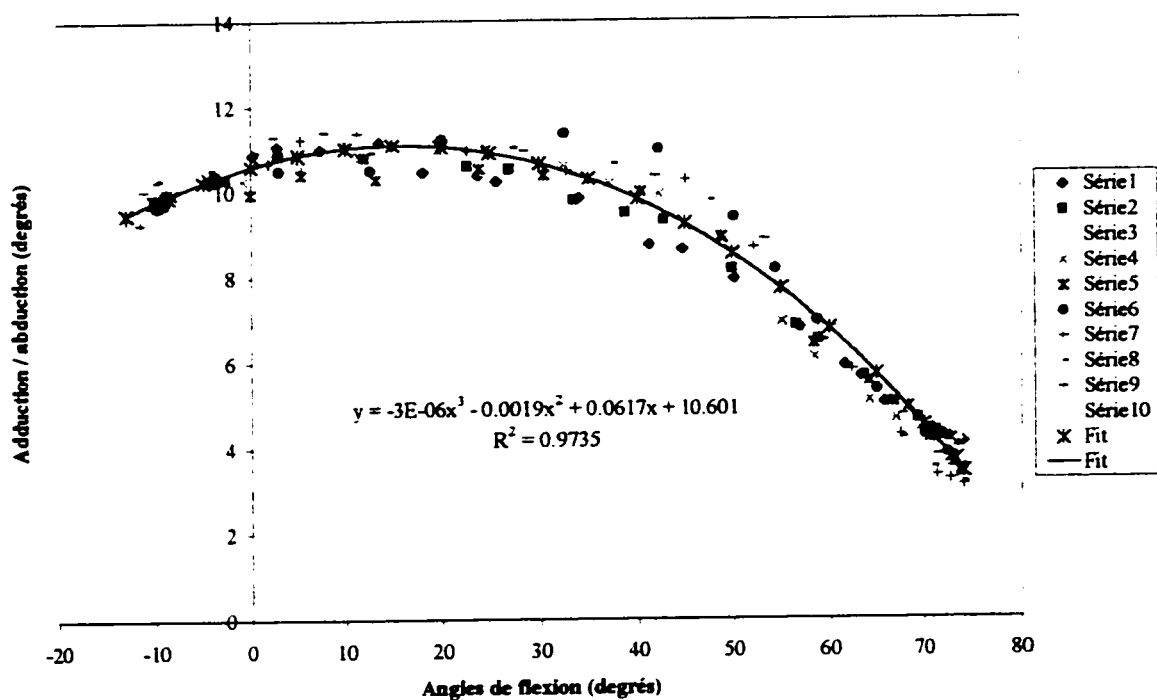
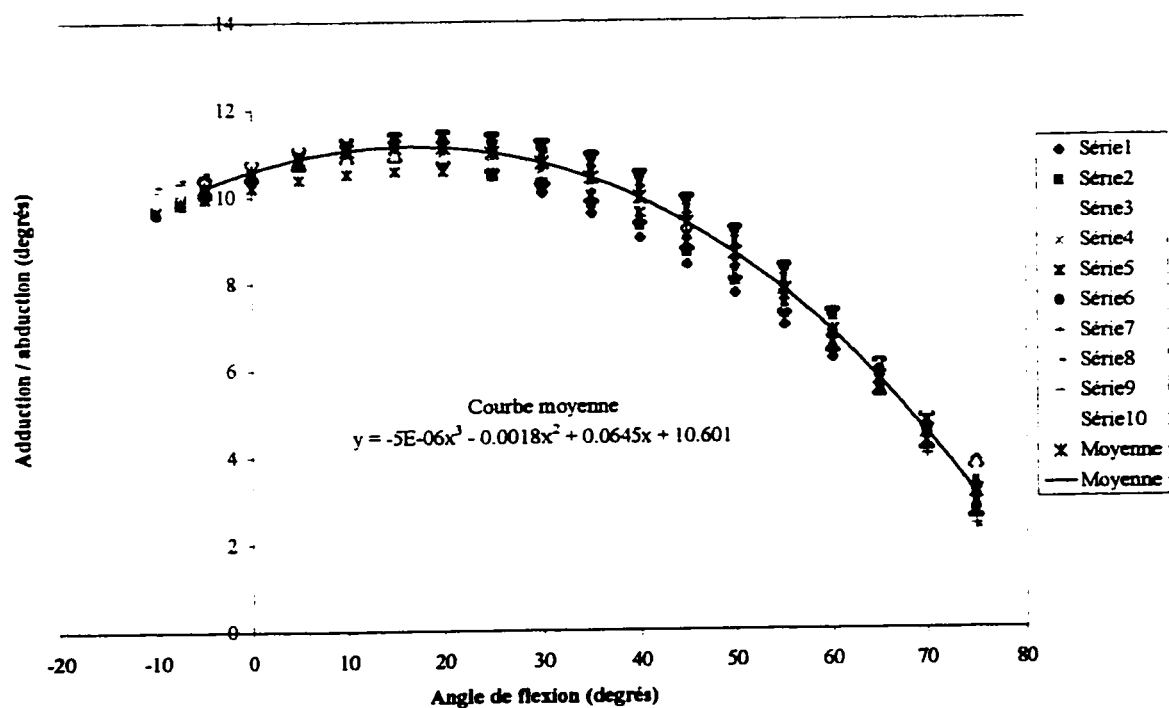


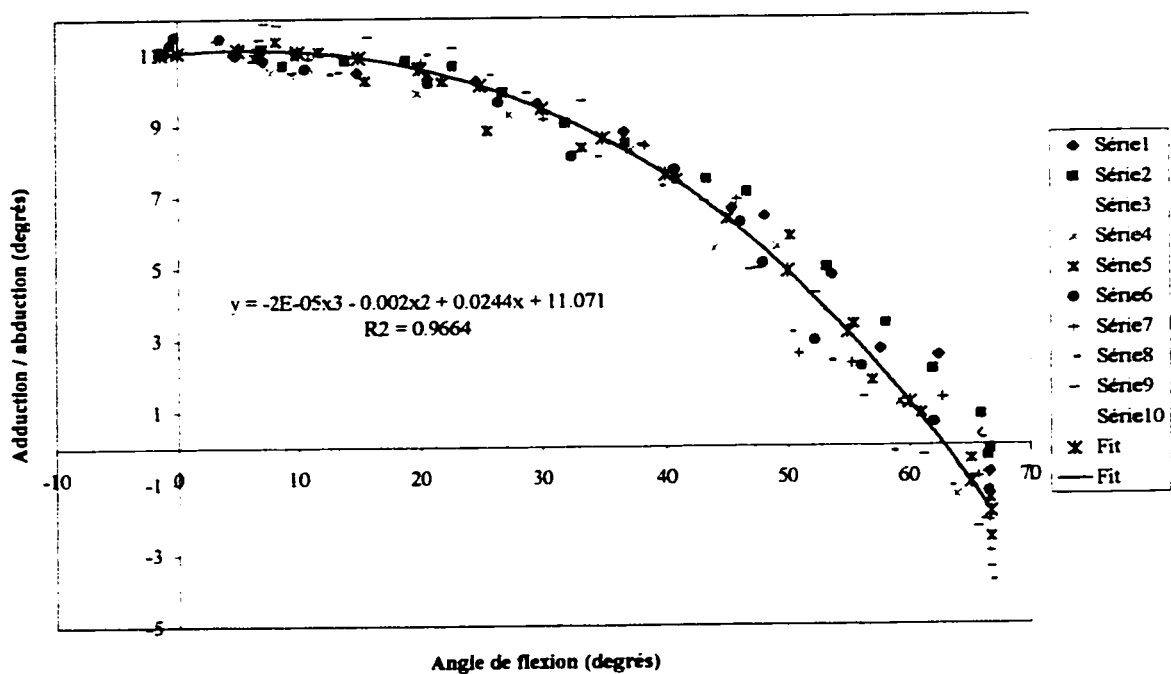
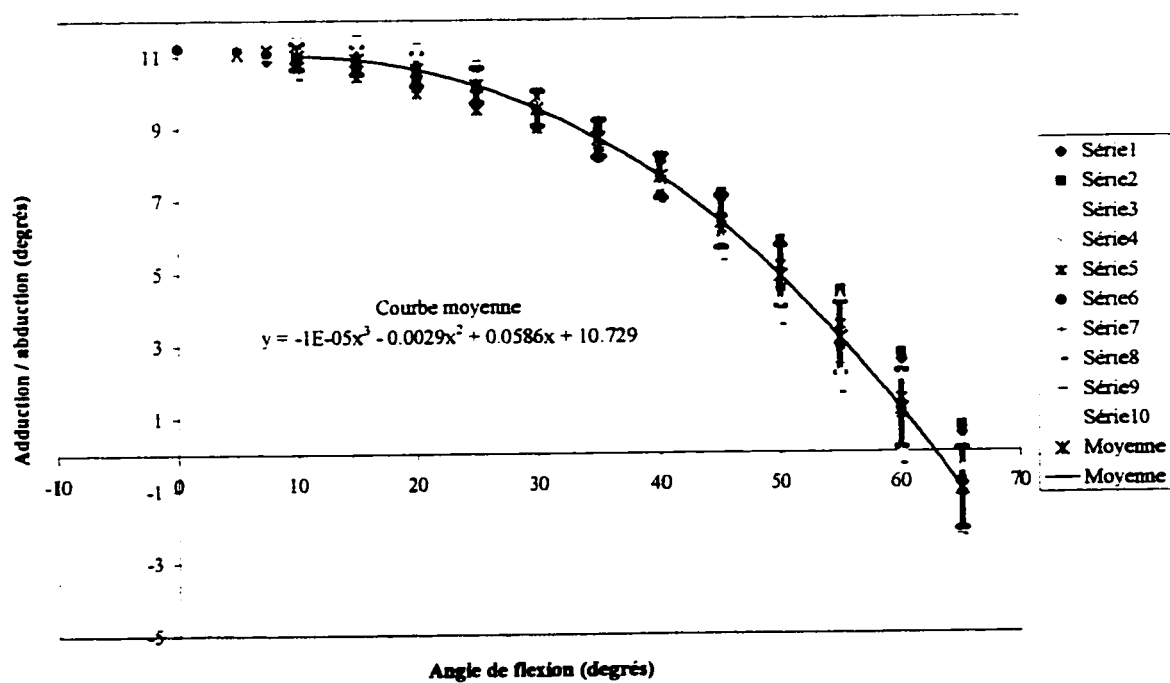
Sujet 11 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 11 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

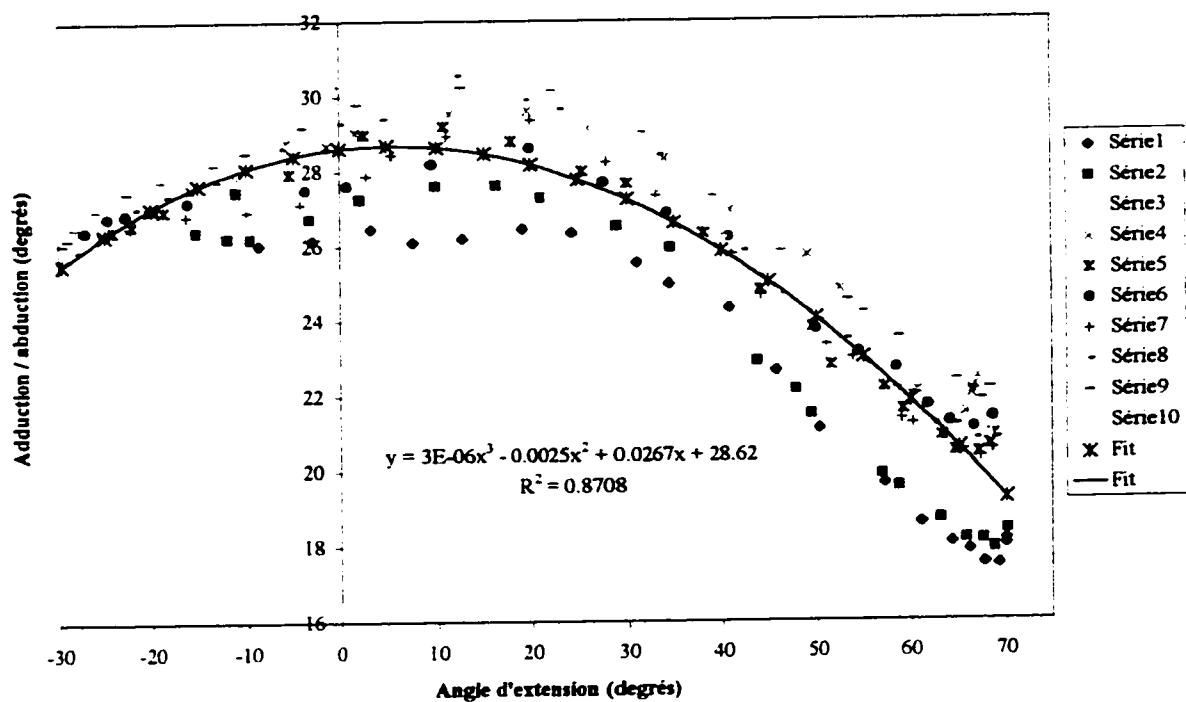
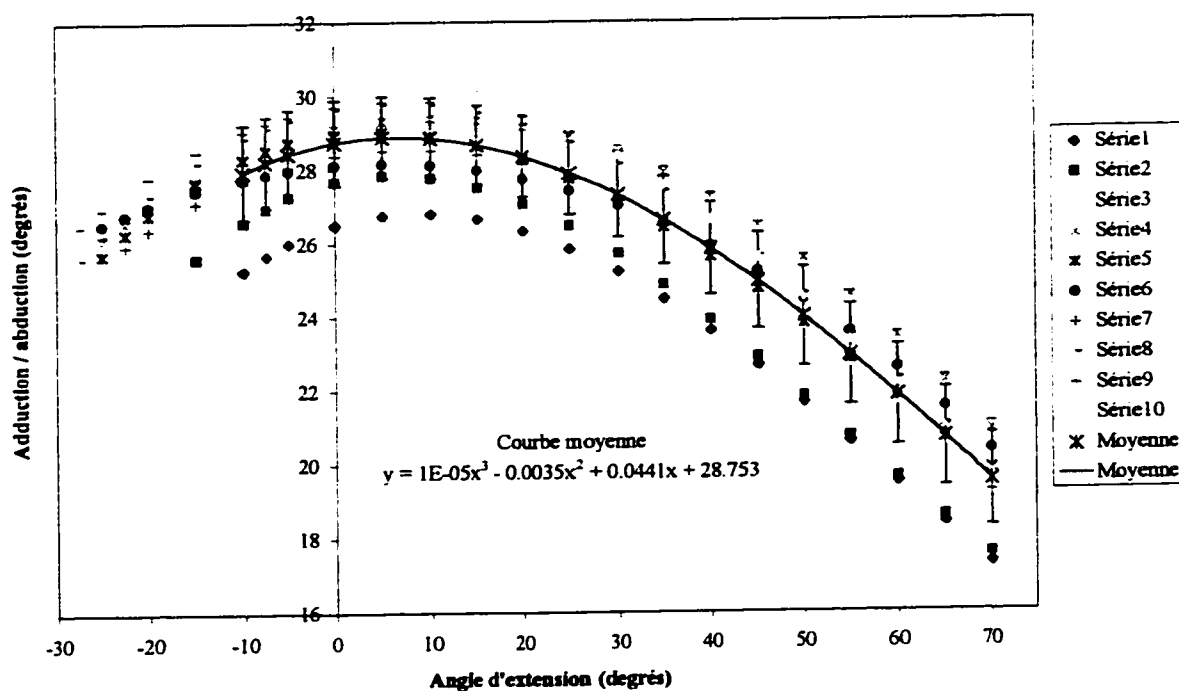
Sujet 12 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 12 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

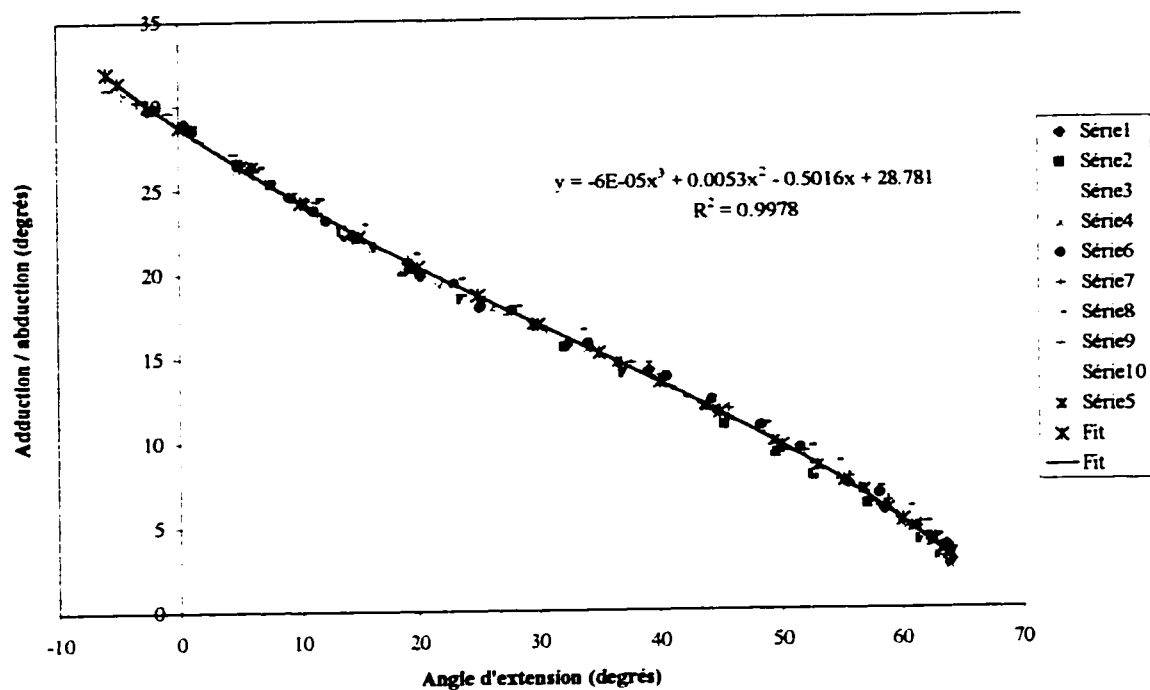
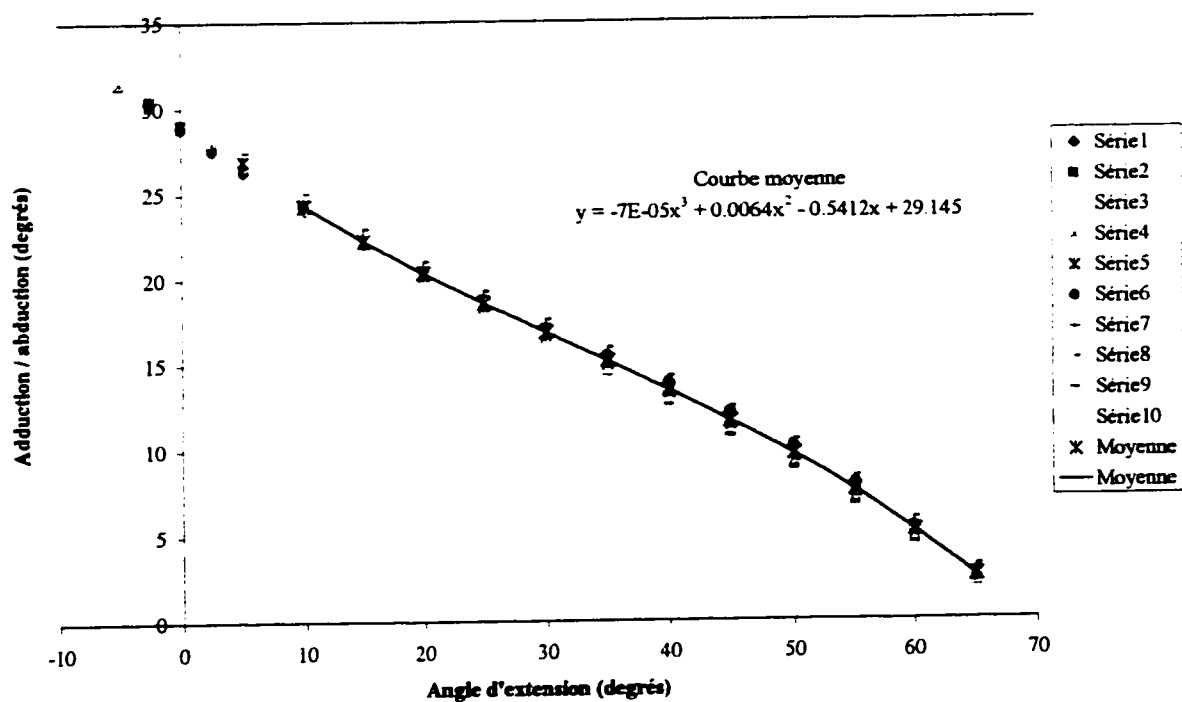
Sujet 13 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 13 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

Sujet 14 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 14 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

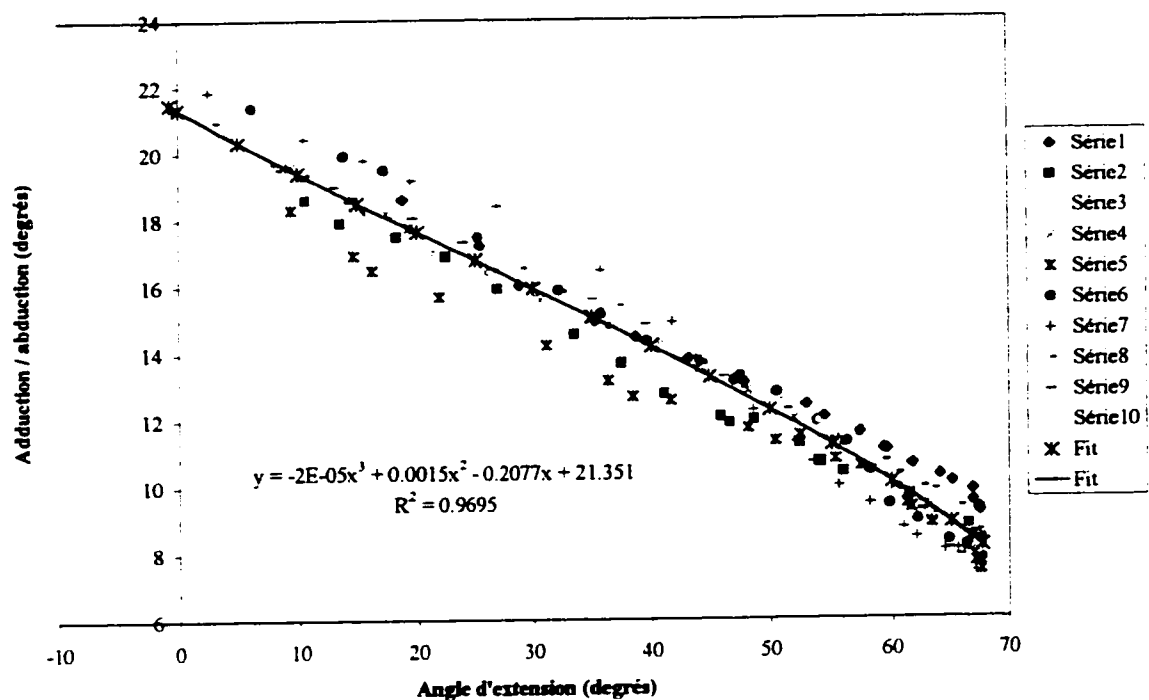
Sujet 15 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 15 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

Sujet 16 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 16 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

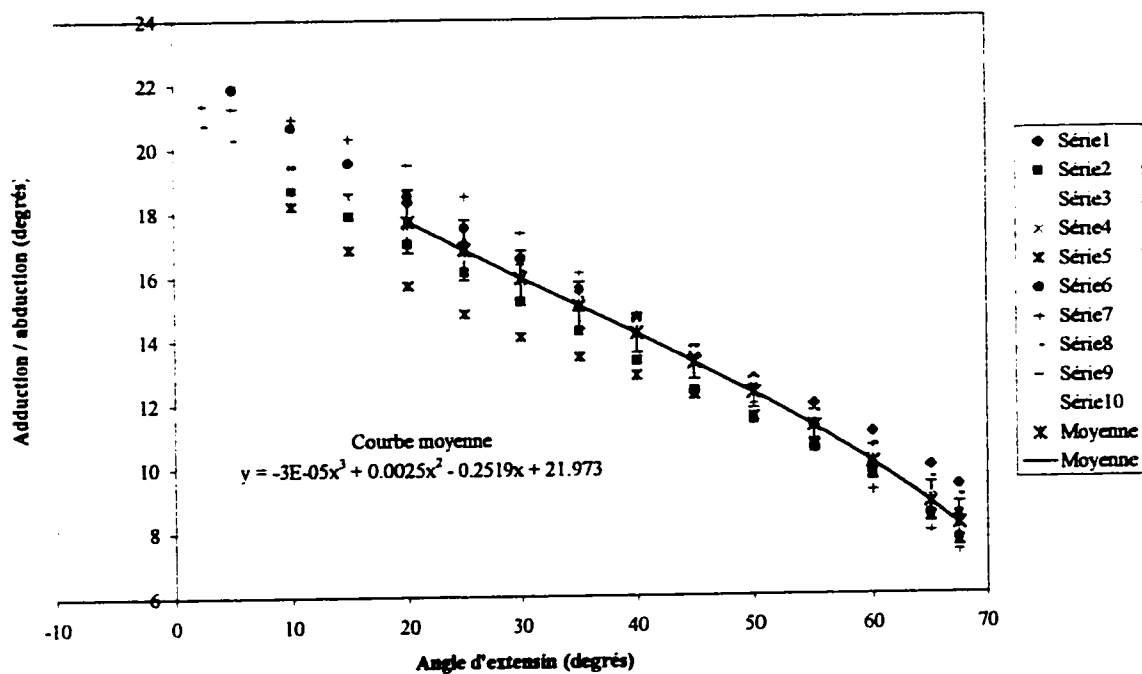
Sujet 1 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 1 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

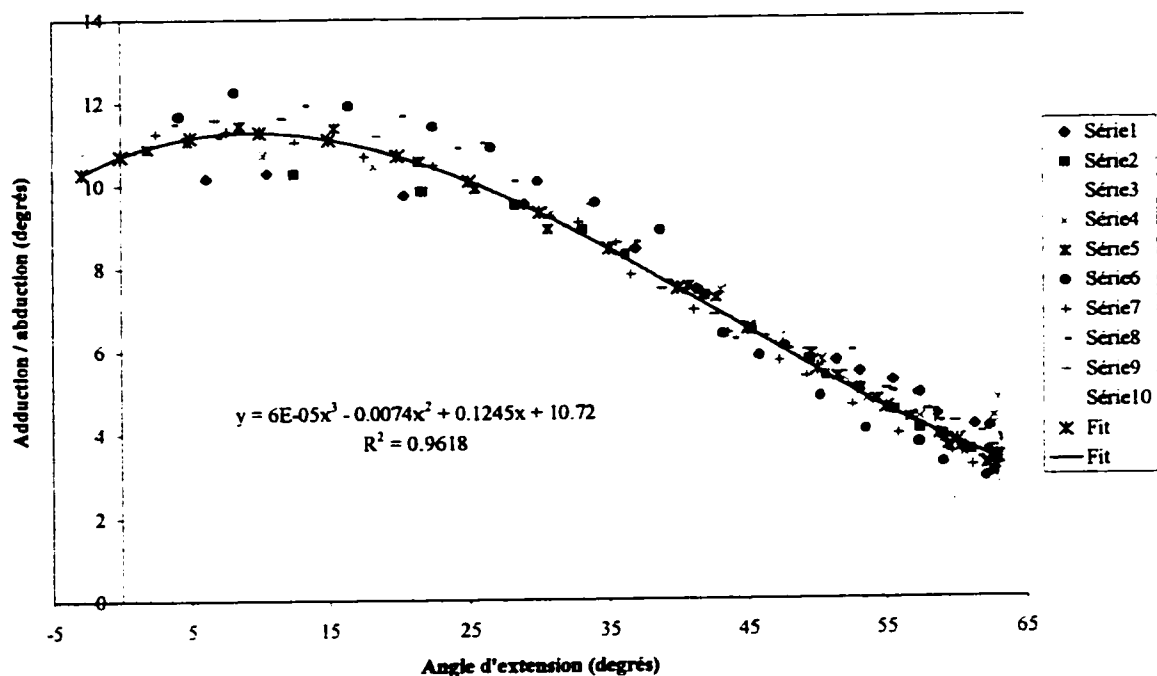
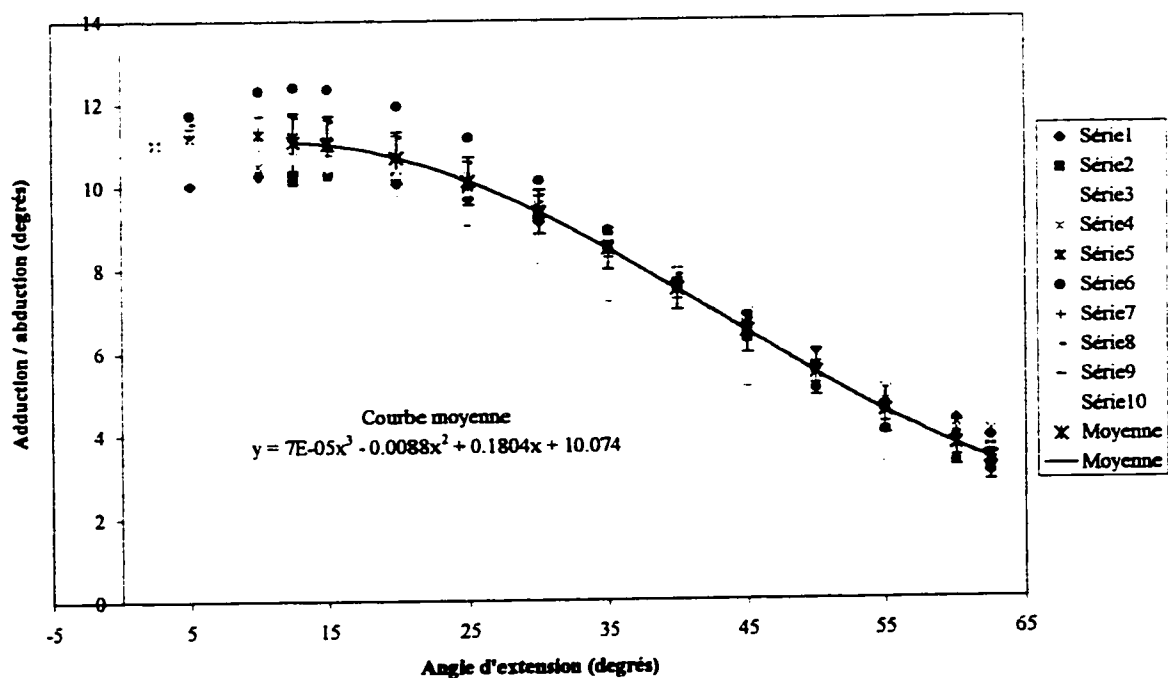
Sujet 2 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 2 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

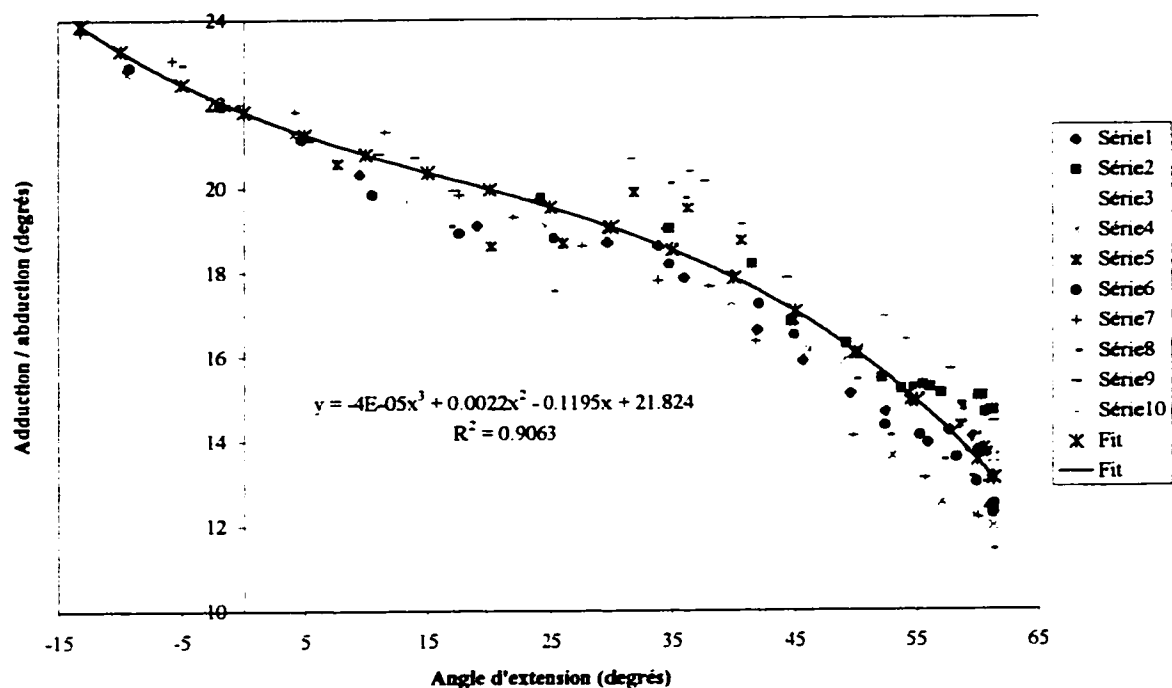
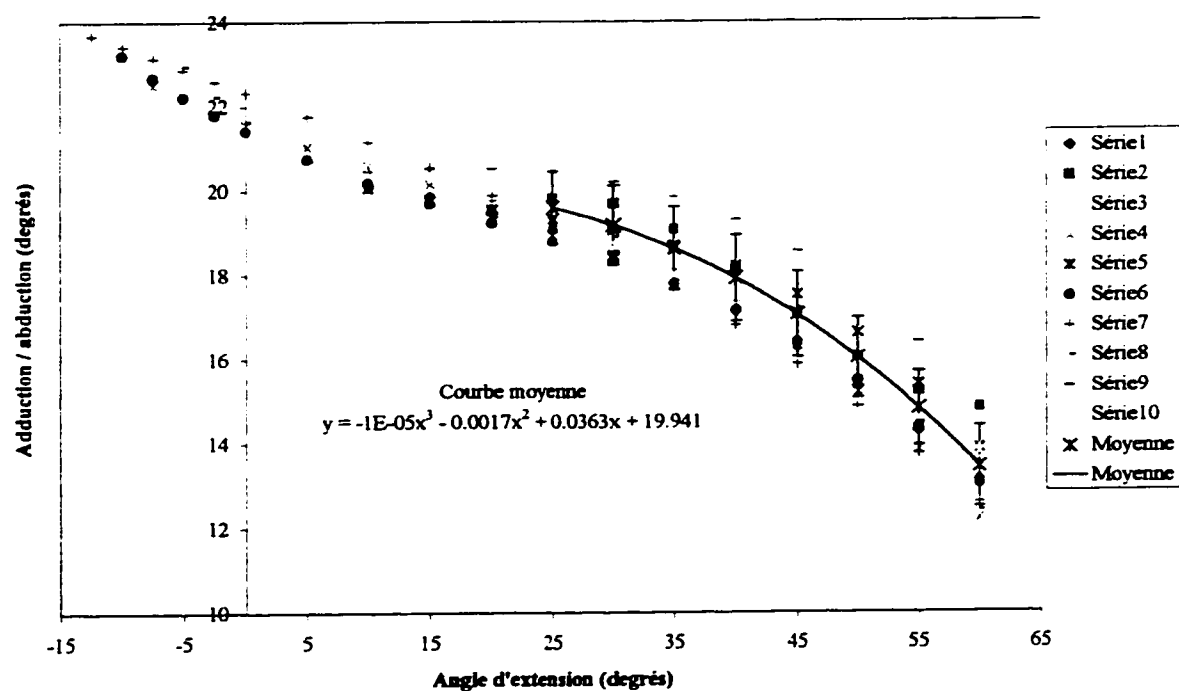
Sujet 3 - Flexion ==> extension (Données brutes)

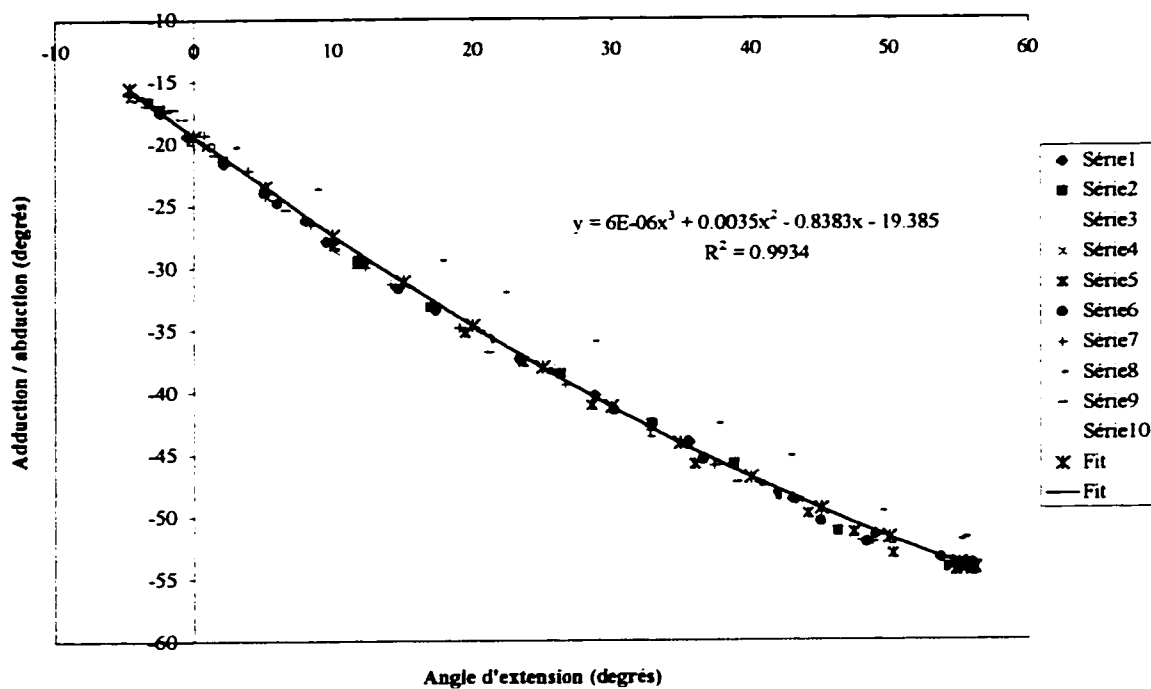
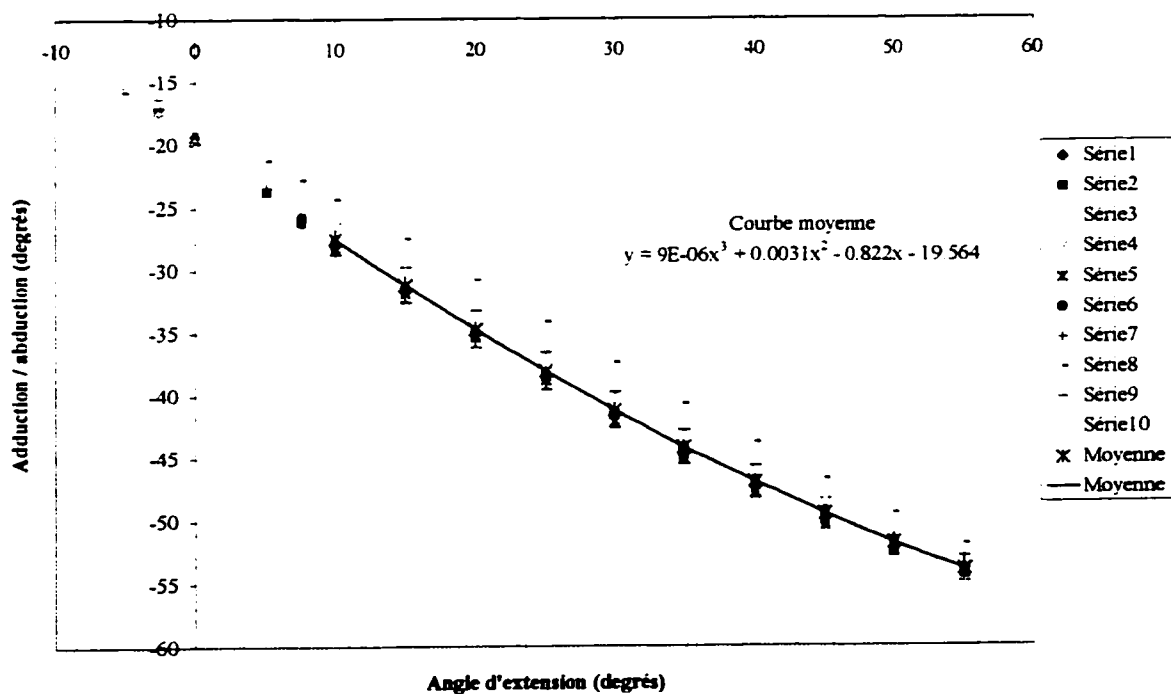


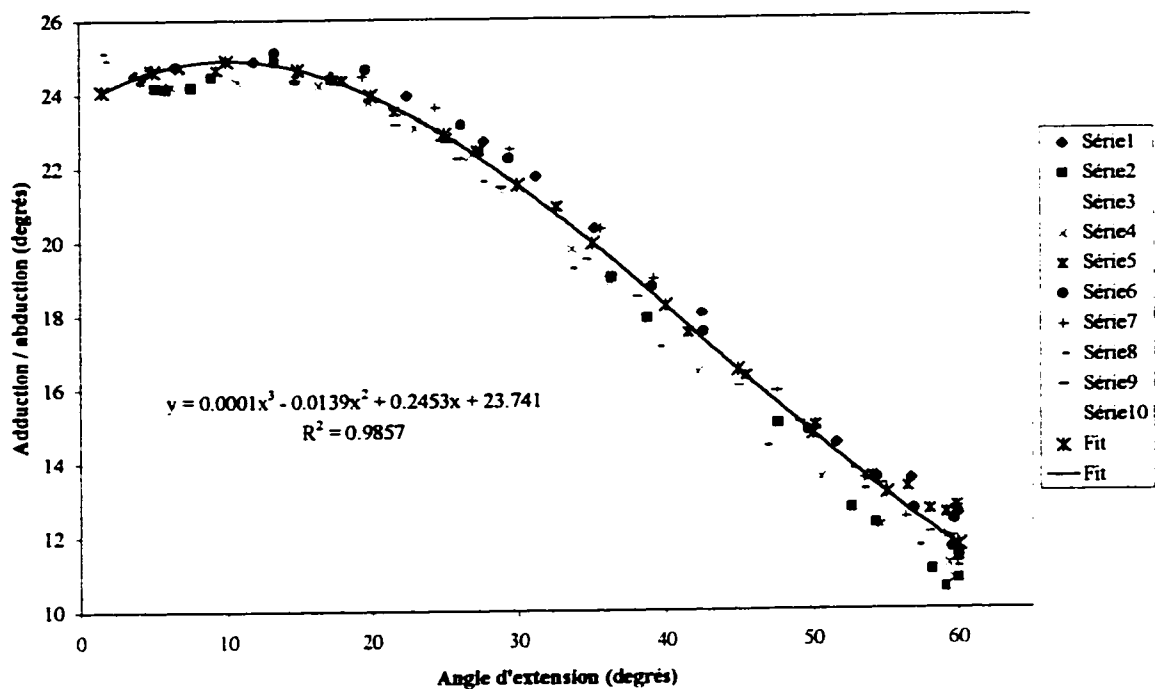
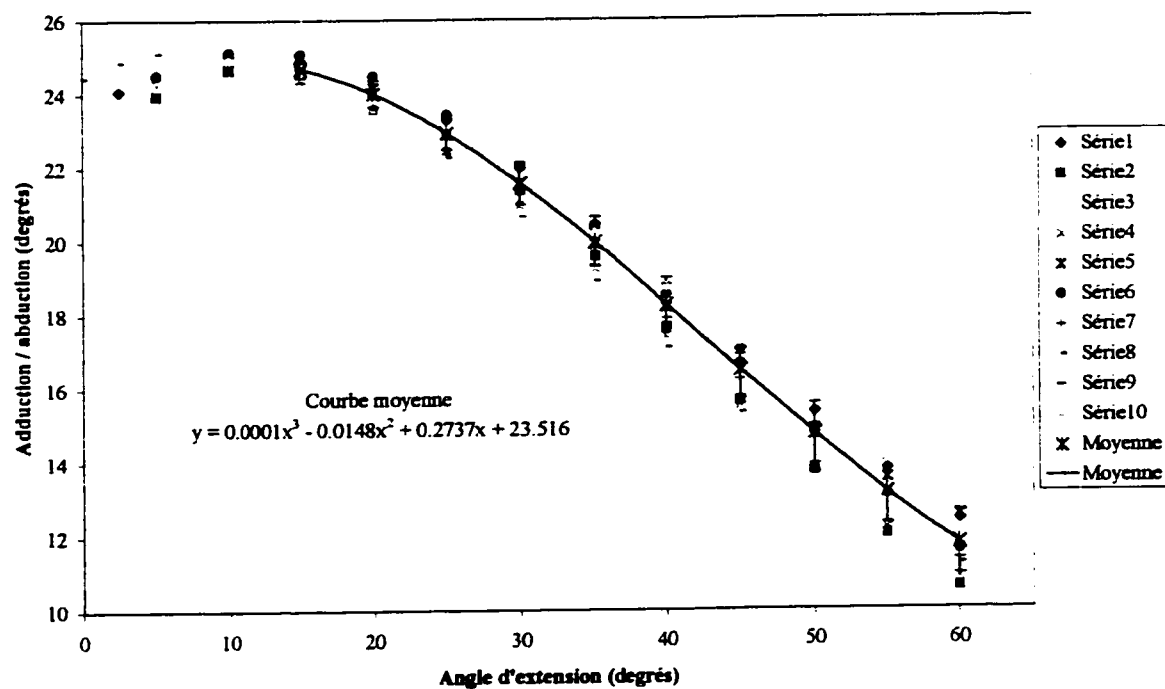
Sujet 3 - Flexion ==> extension (Données lissées)

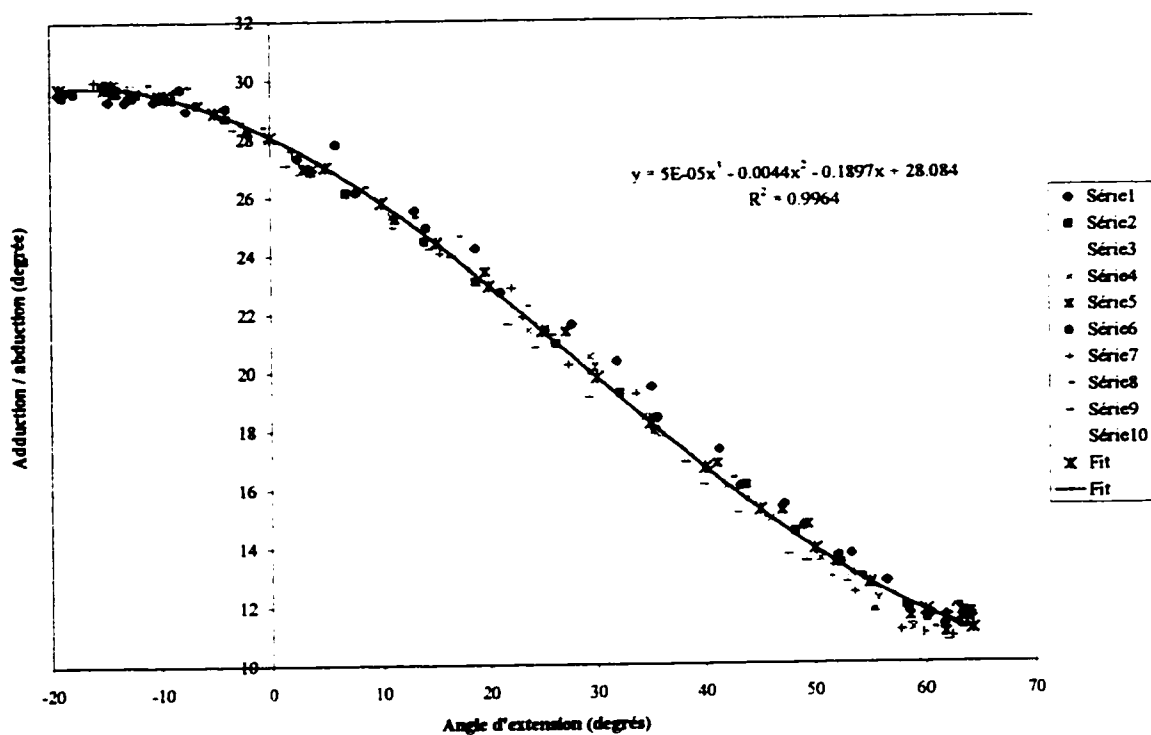
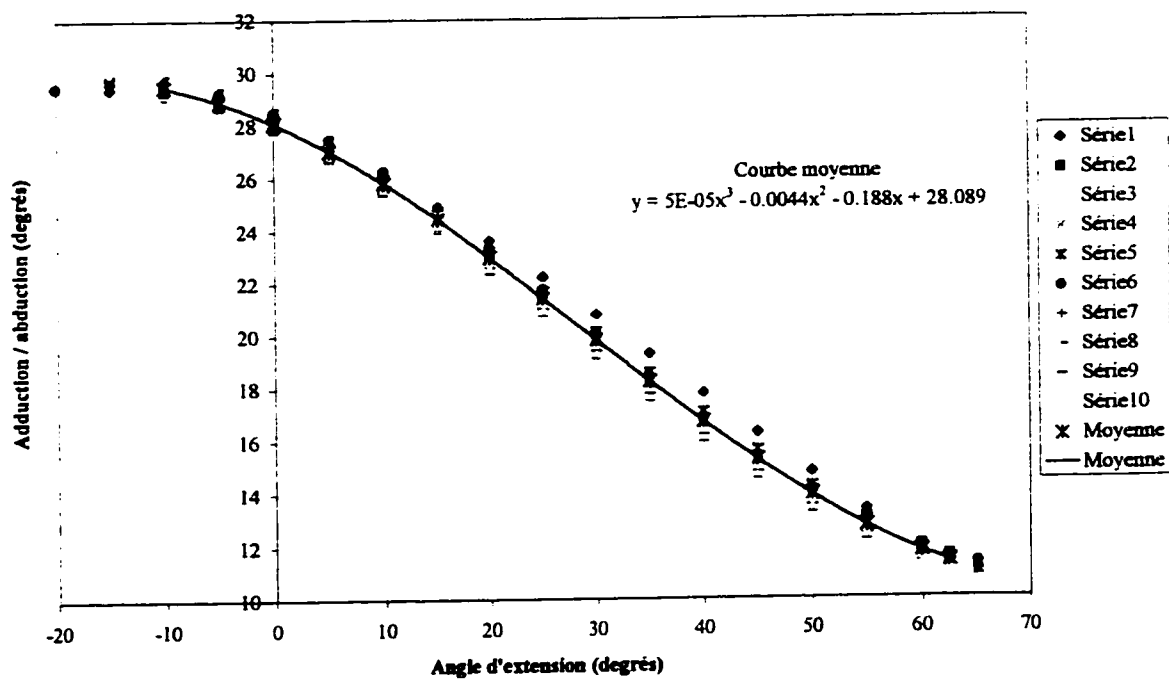


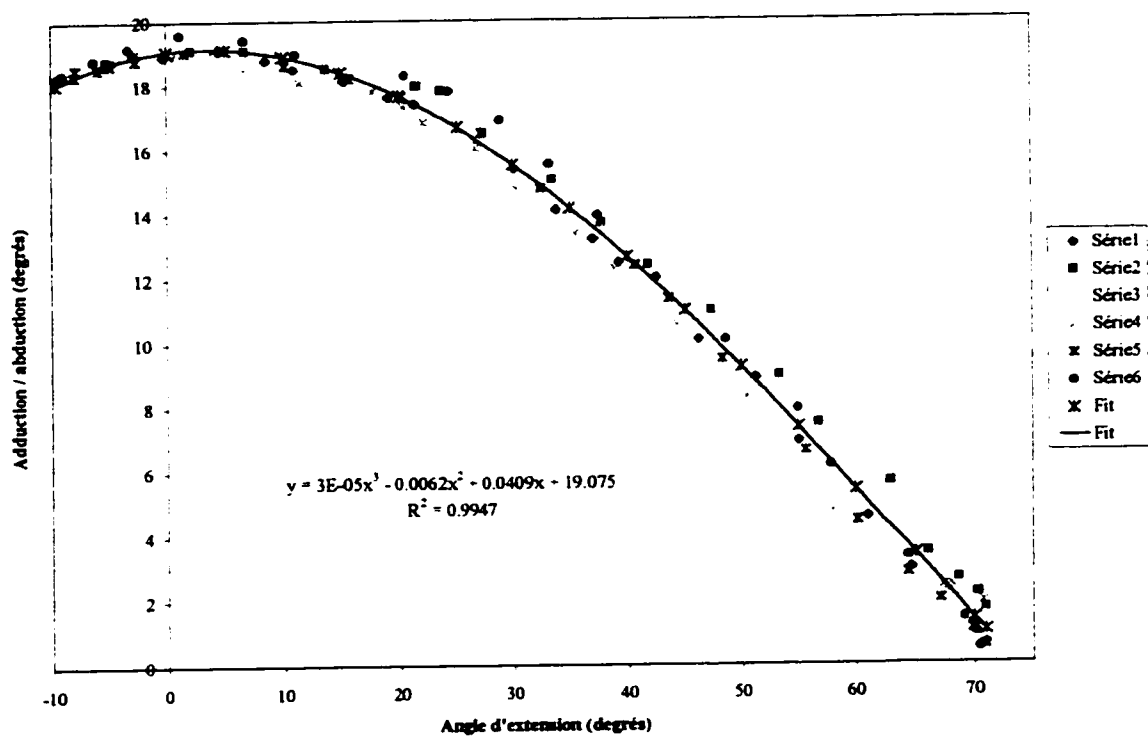
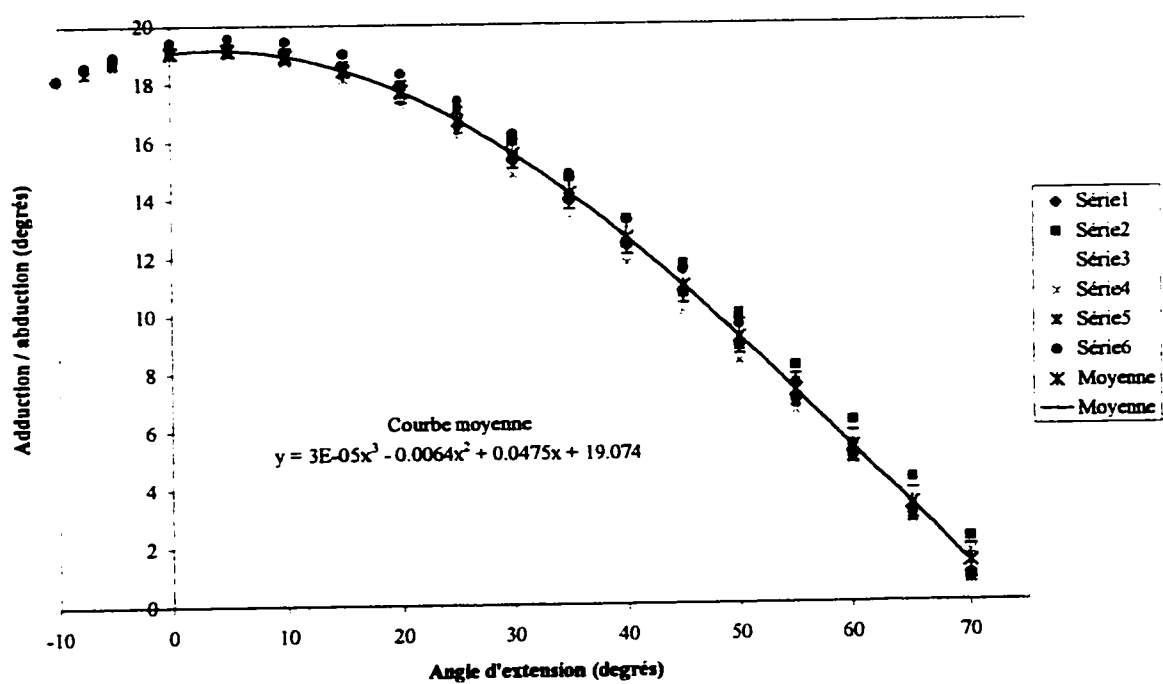
Sujet 4 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 4 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

Sujet 5 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 5 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

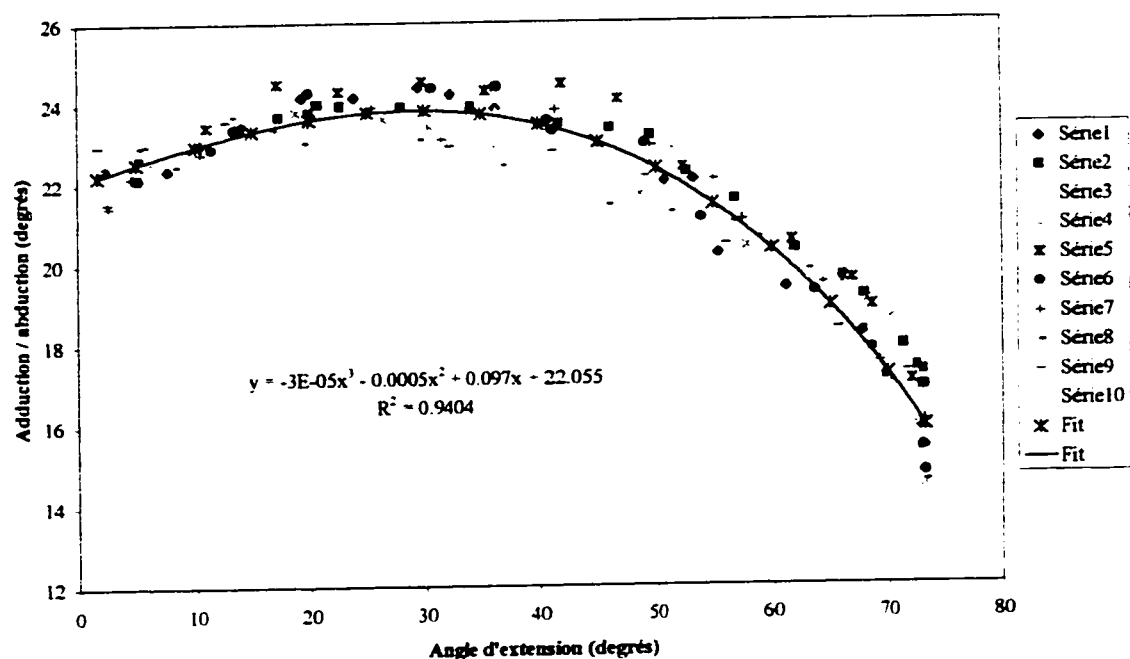
Sujet 6 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 6 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

Sujet 7 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 7 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

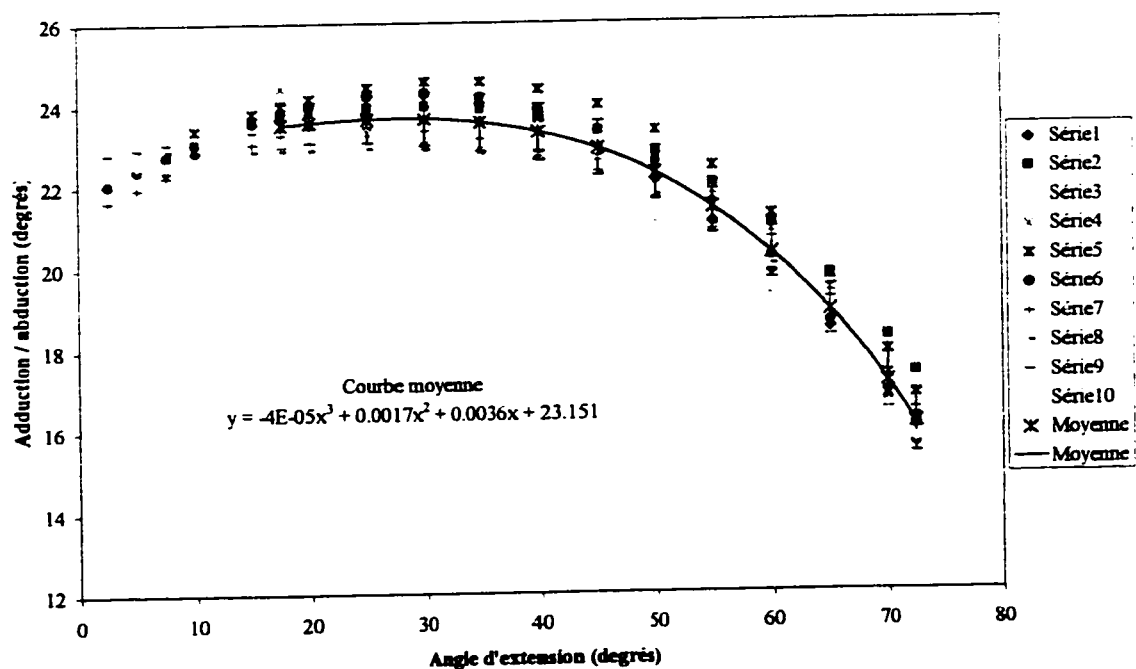
Sujet 8 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 8 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

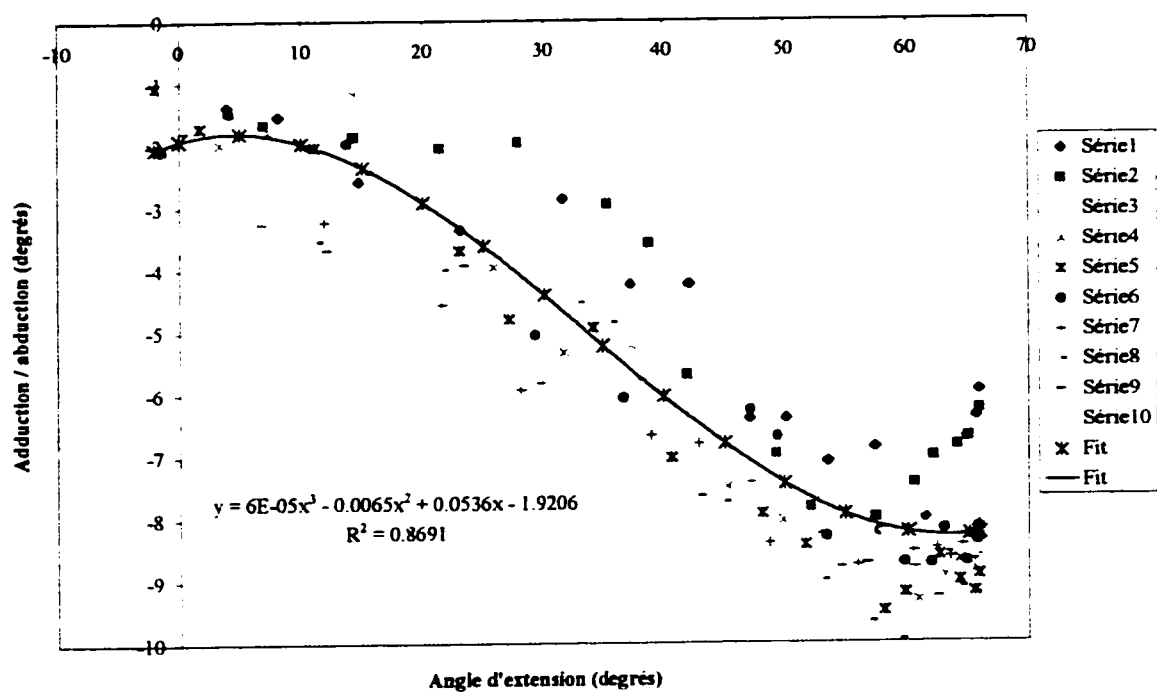
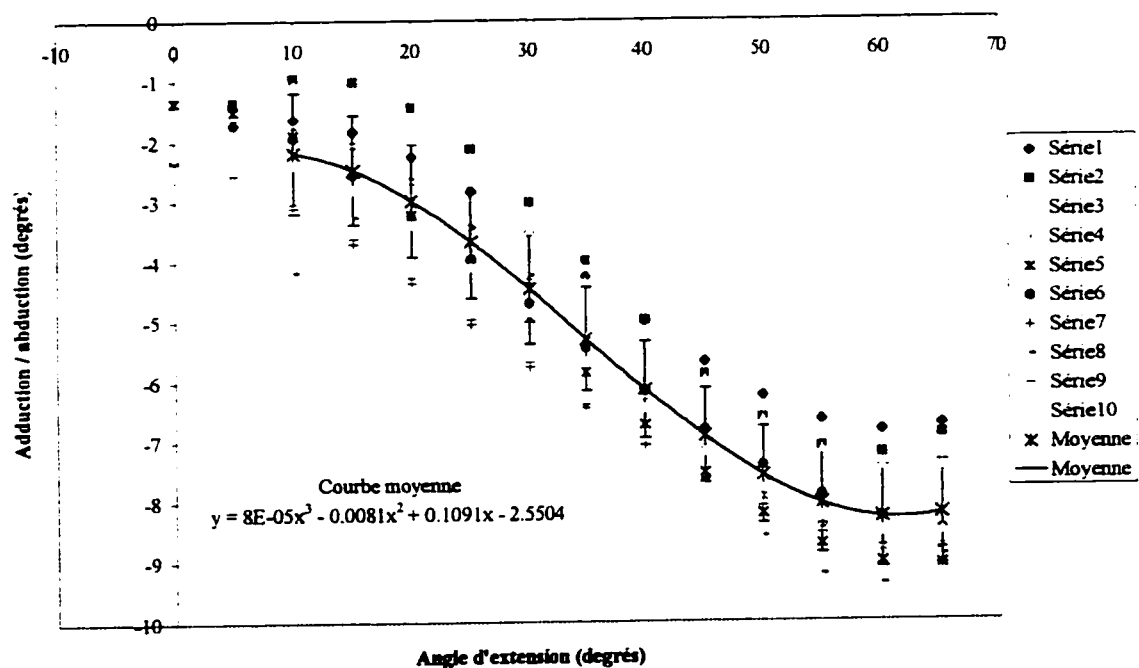
Sujet 9 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 9 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

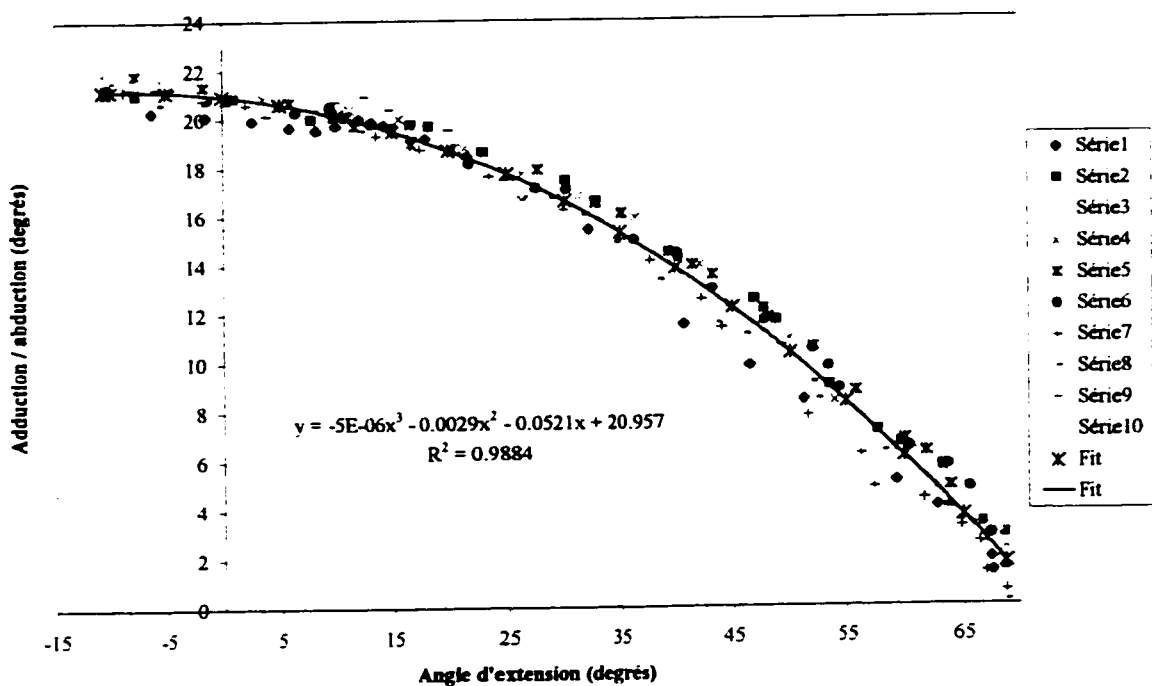
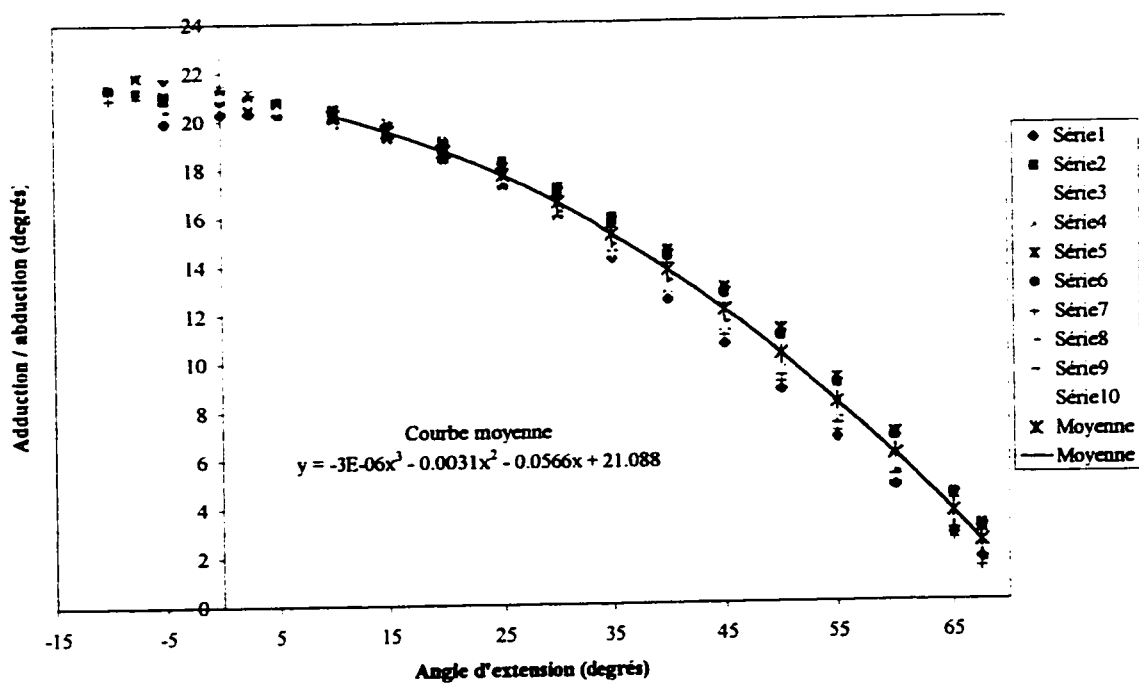
Sujet 10 - Flexion ==> extension (Données brutes)

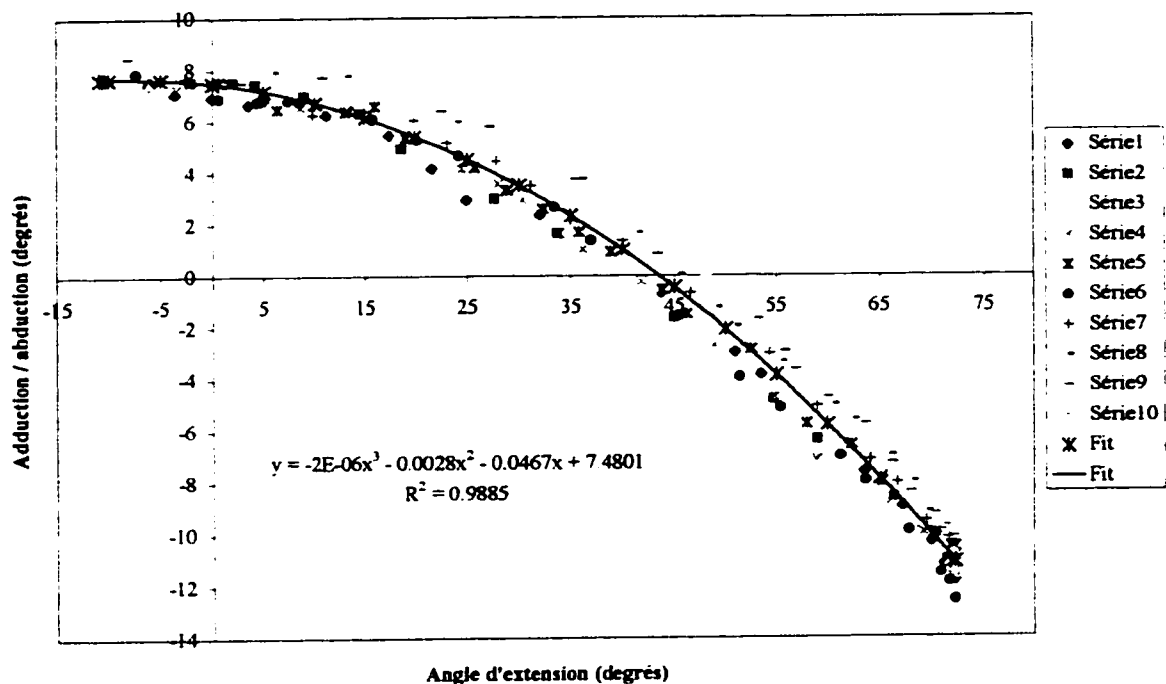
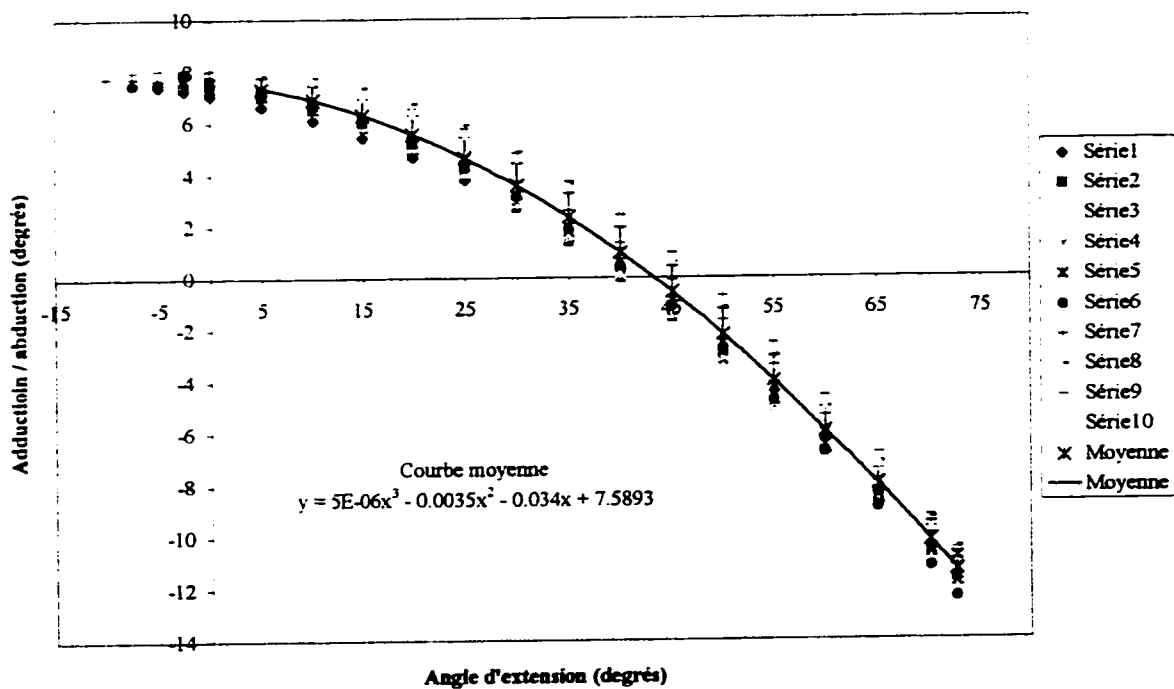


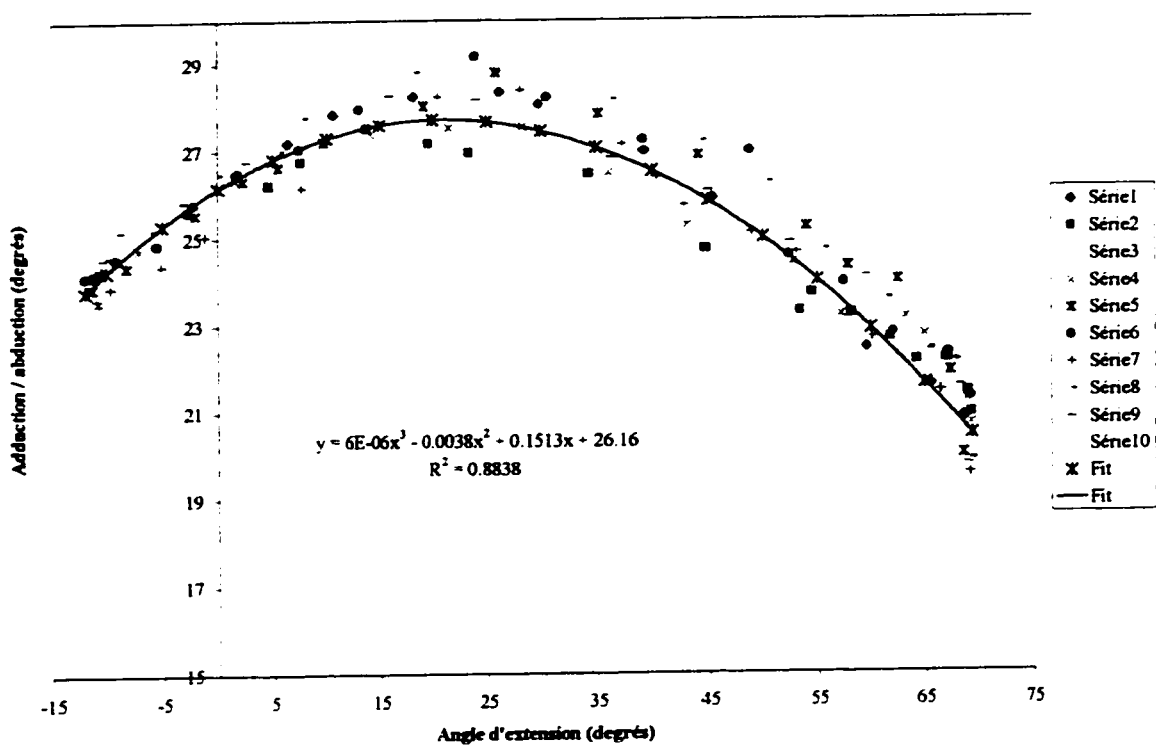
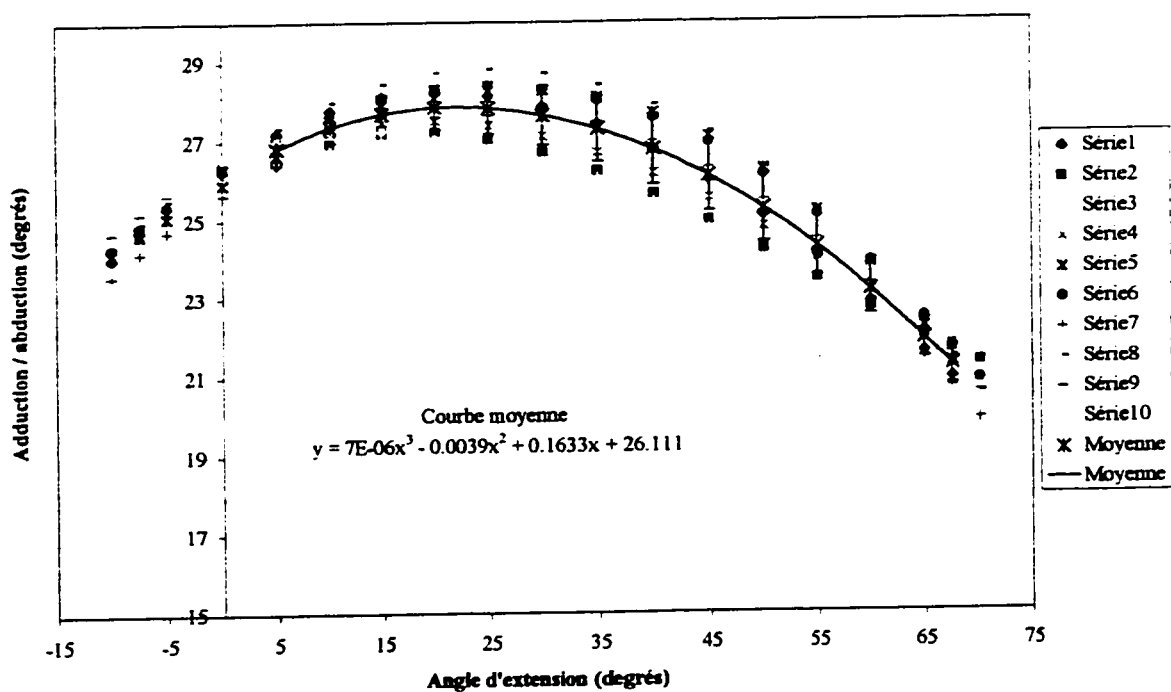
Sujet 10 - Flexion ==> extension (Données lissées)

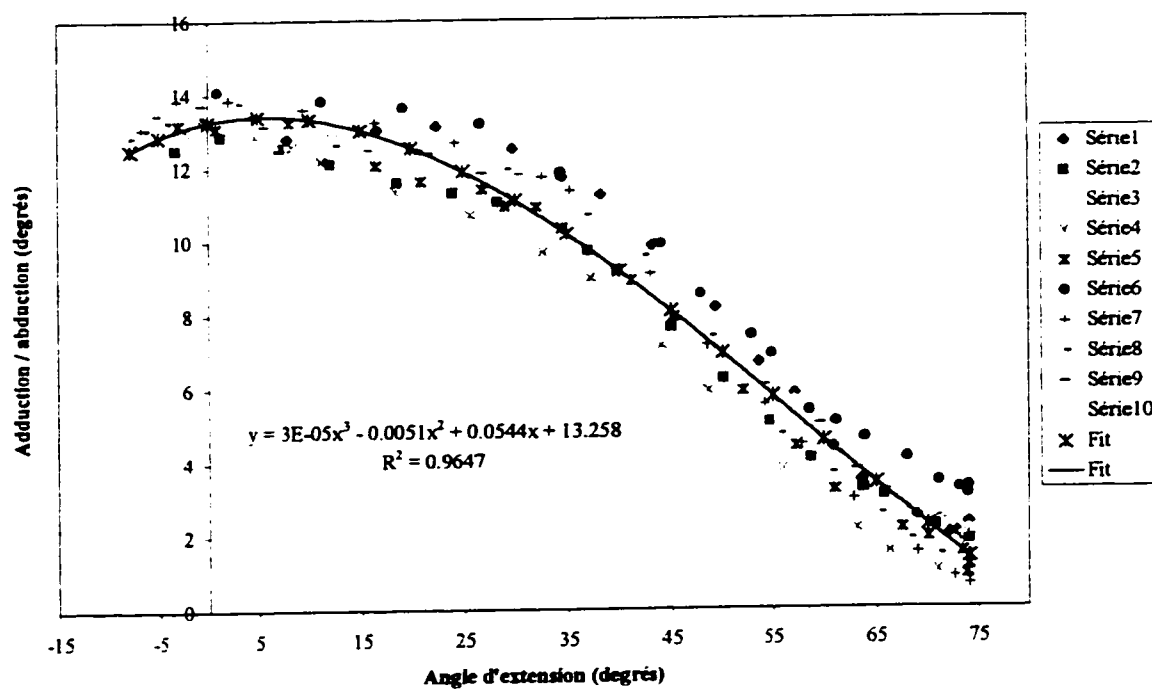
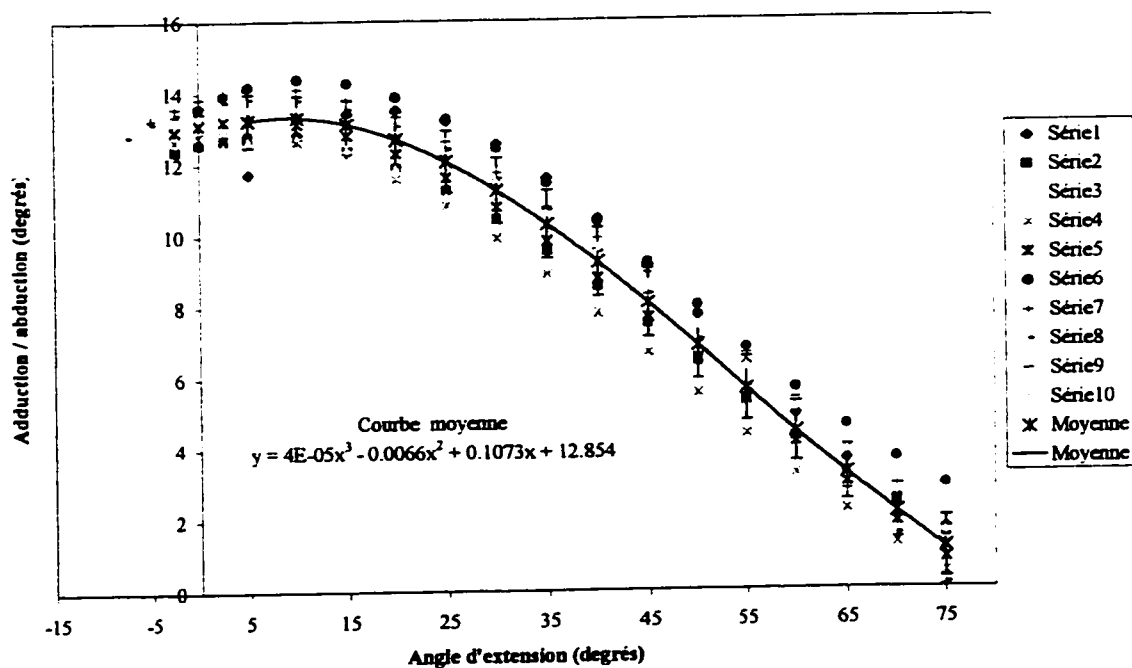


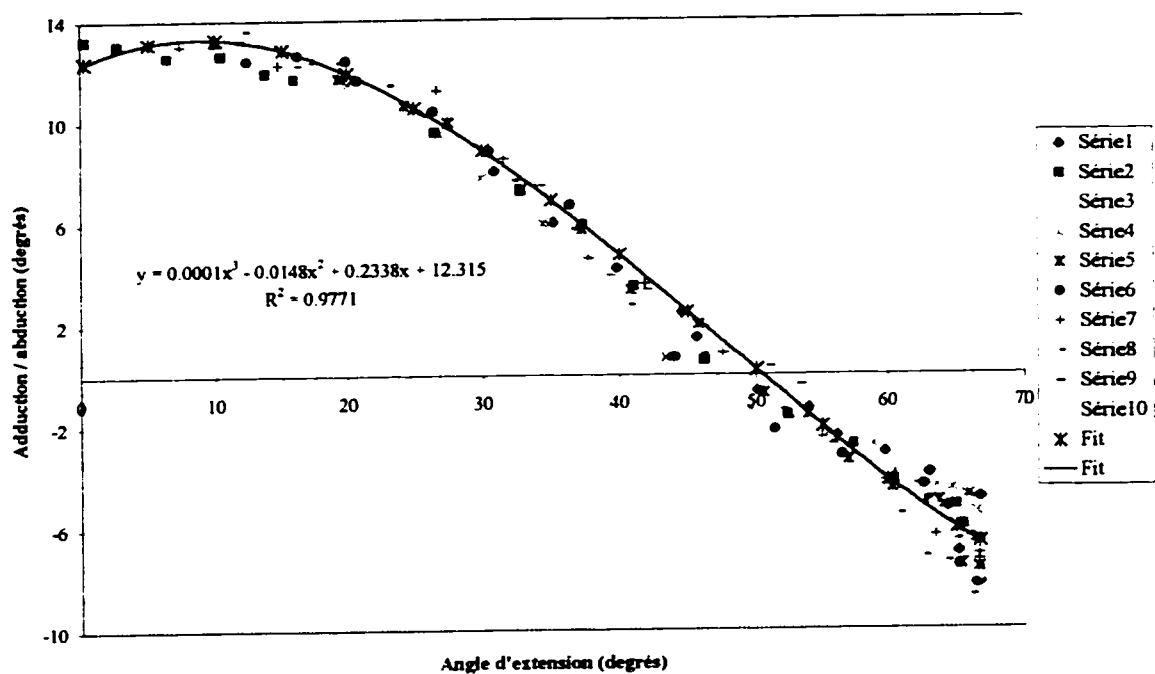
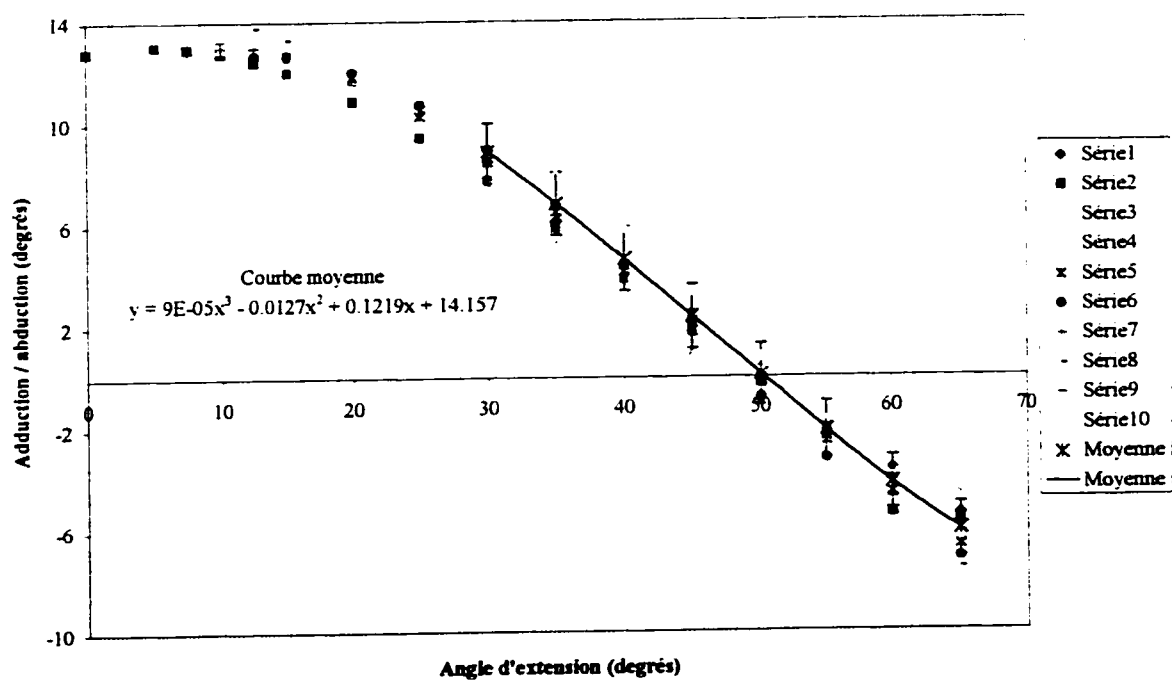
Sujet 11 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 11 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

Sujet 12 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 12 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

Sujet 13 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 13 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

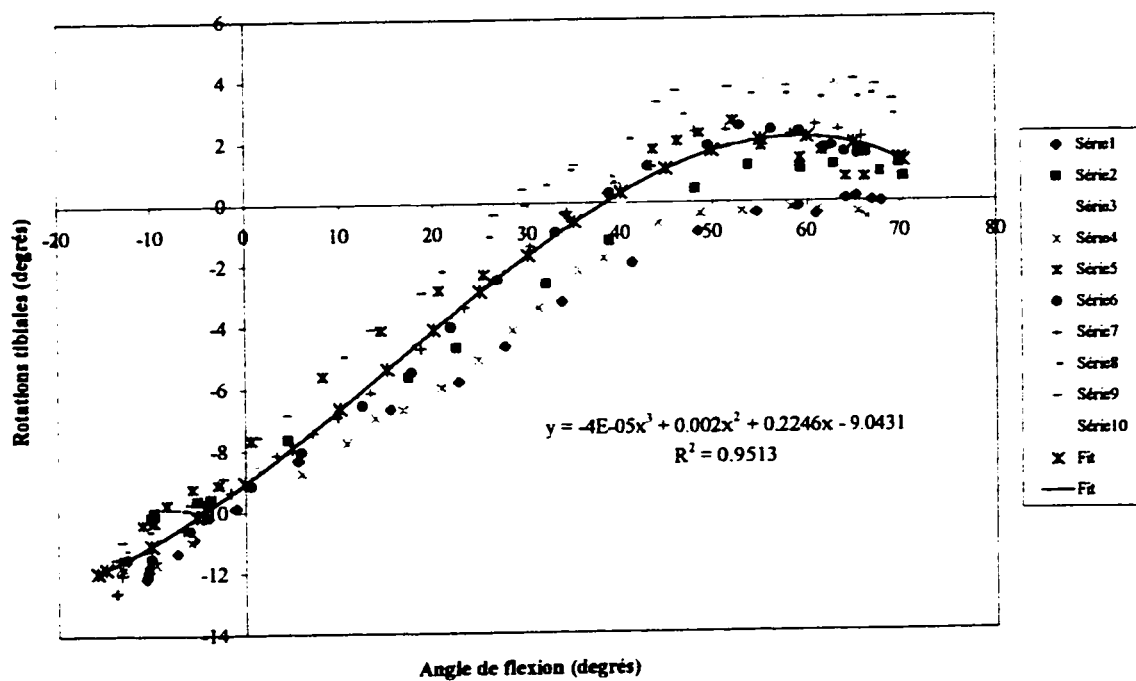
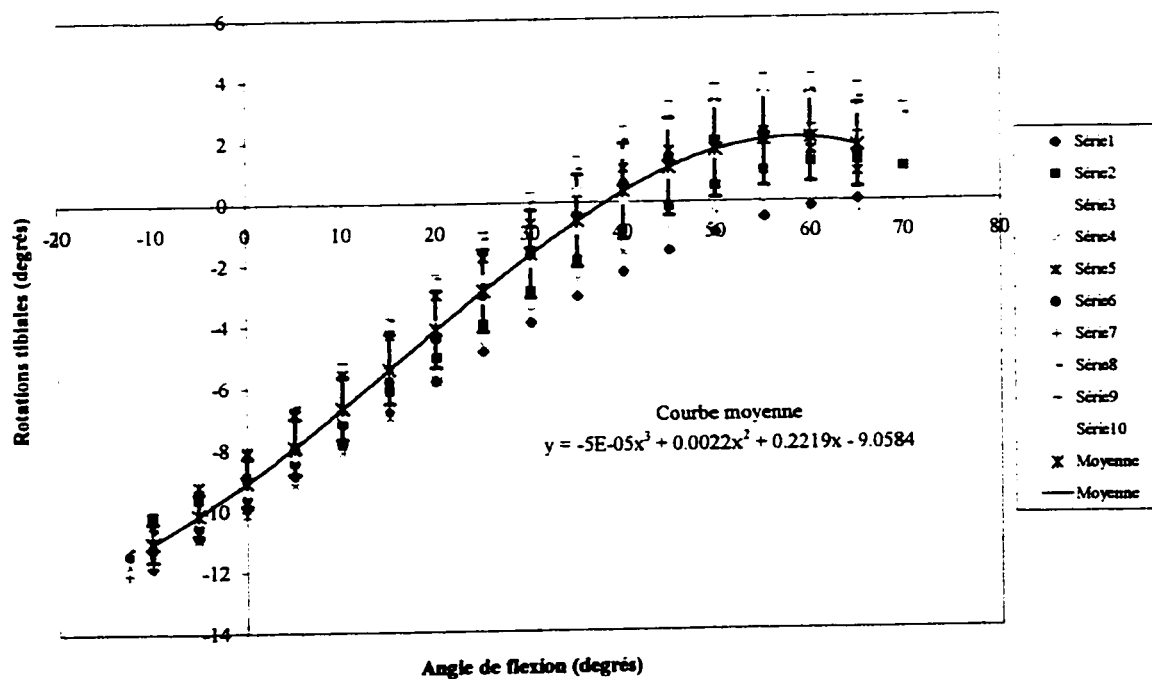
Sujet 14 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 14 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

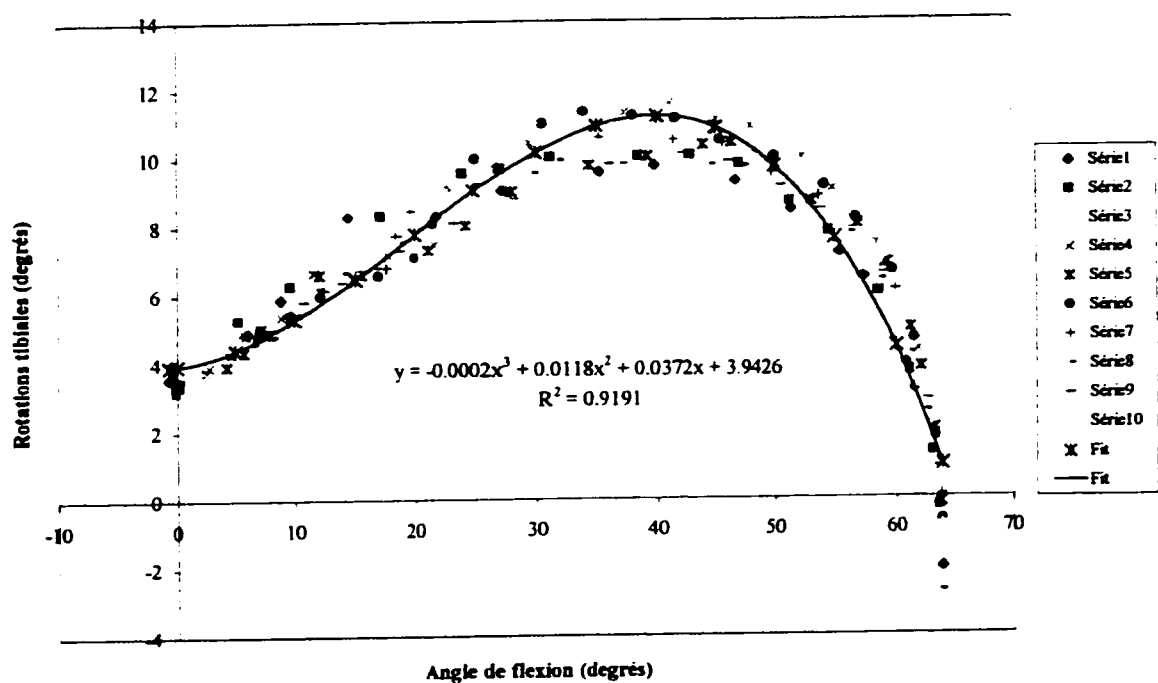
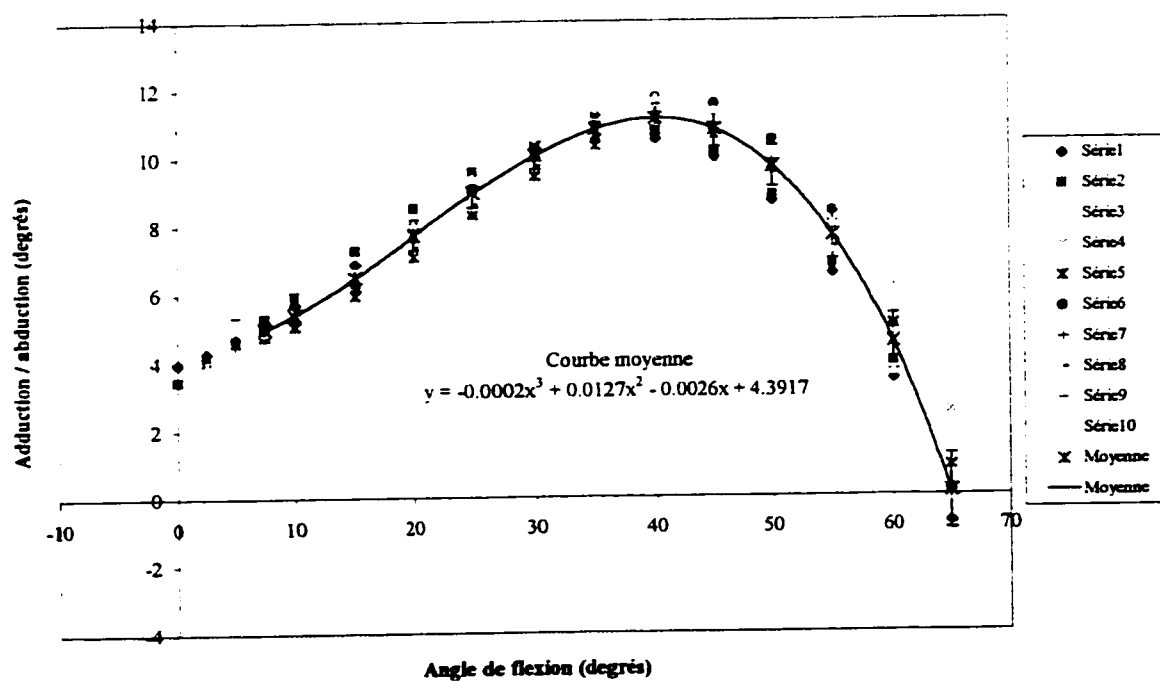
Sujet 15 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 15 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

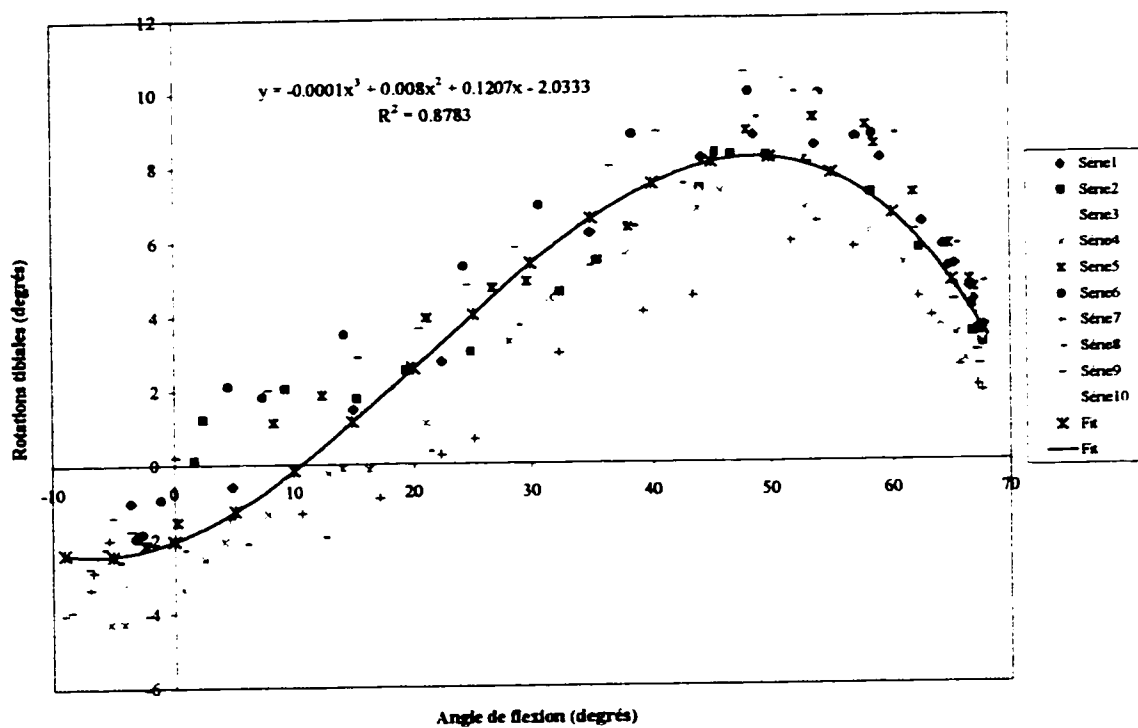
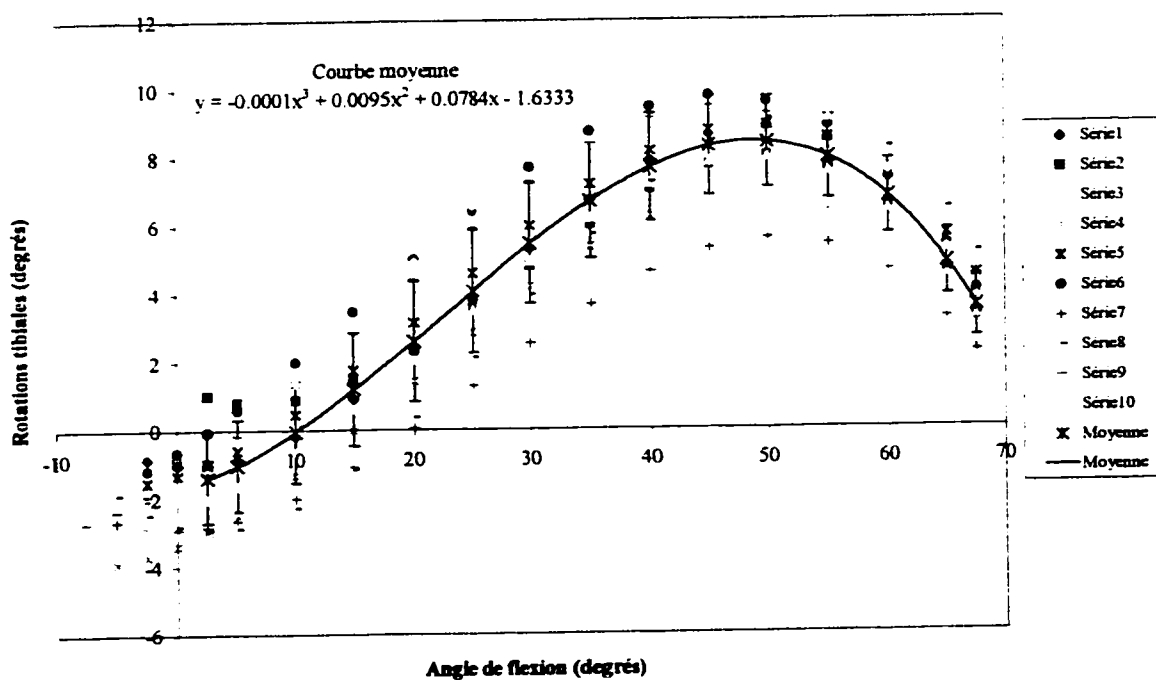
Sujet 16 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 16 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

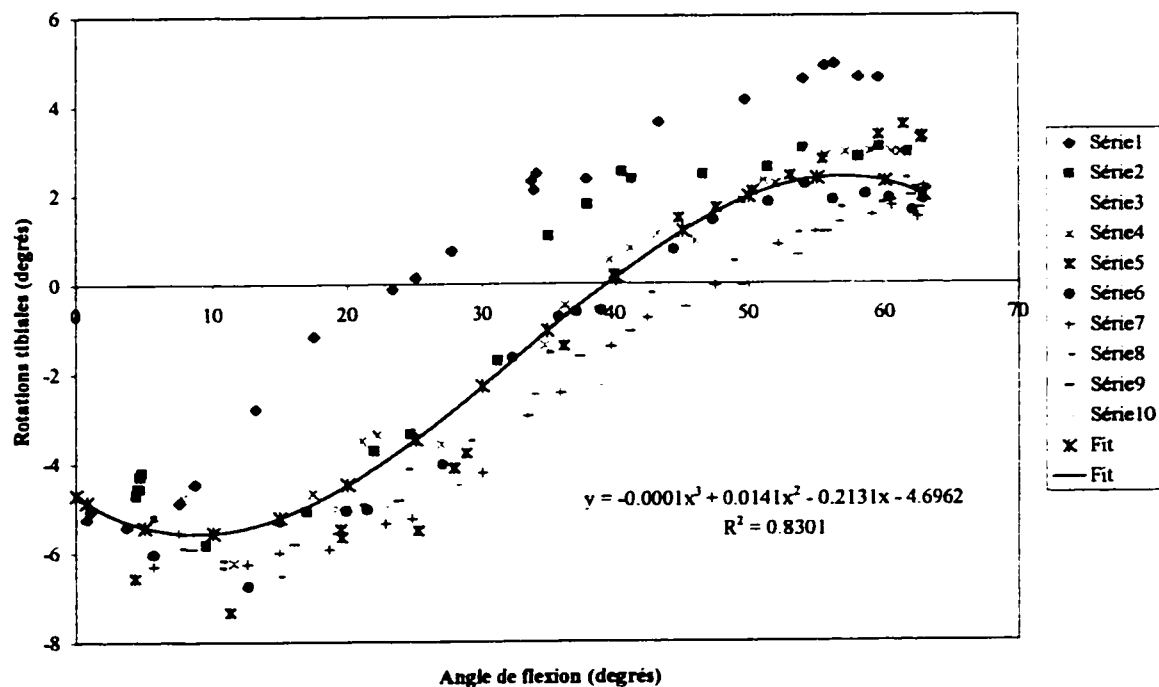
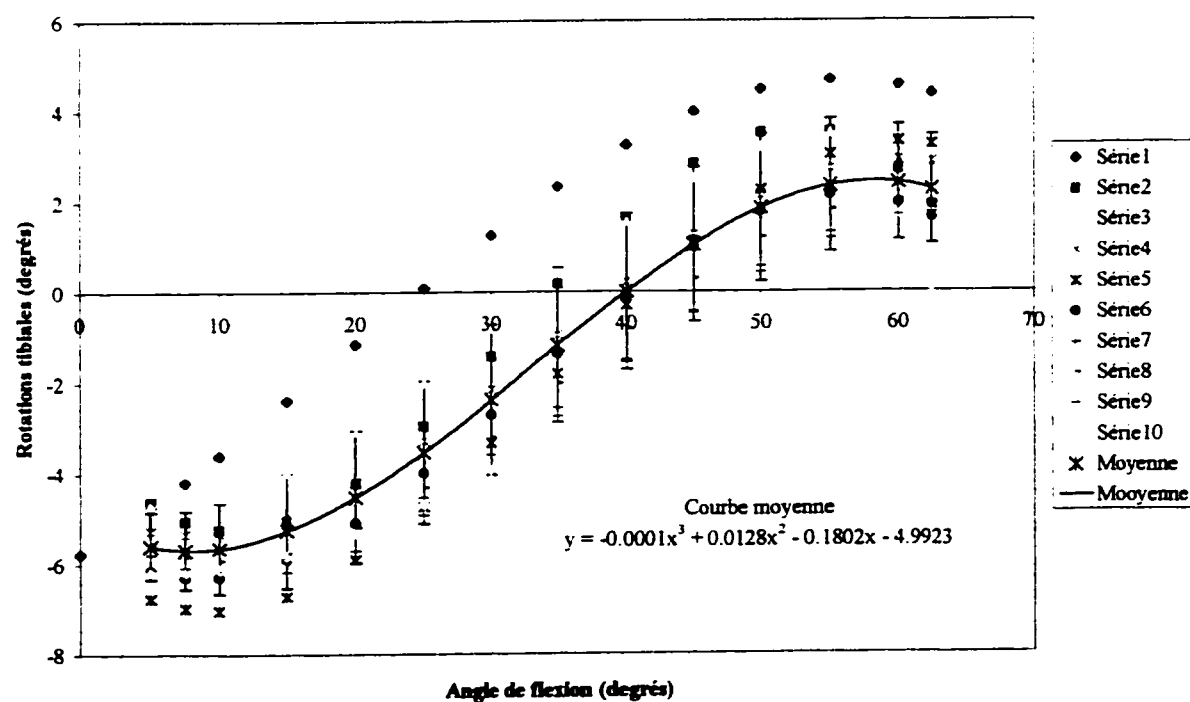
ANNEXE IV :

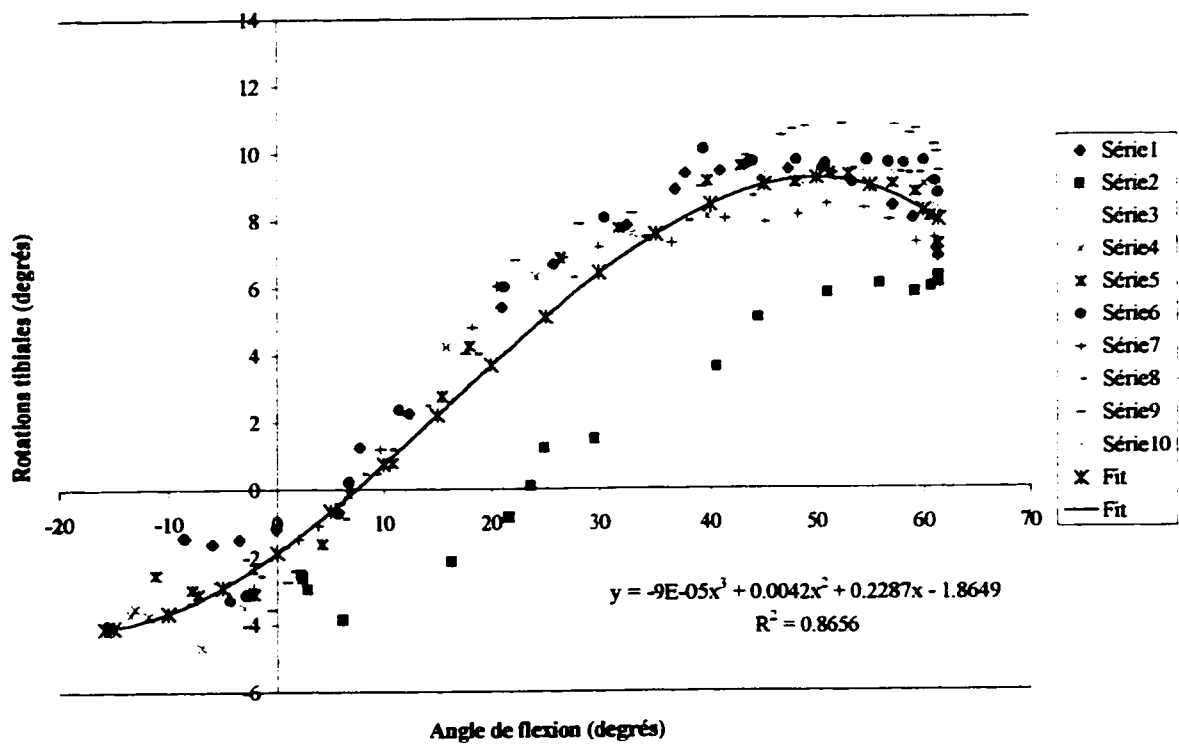
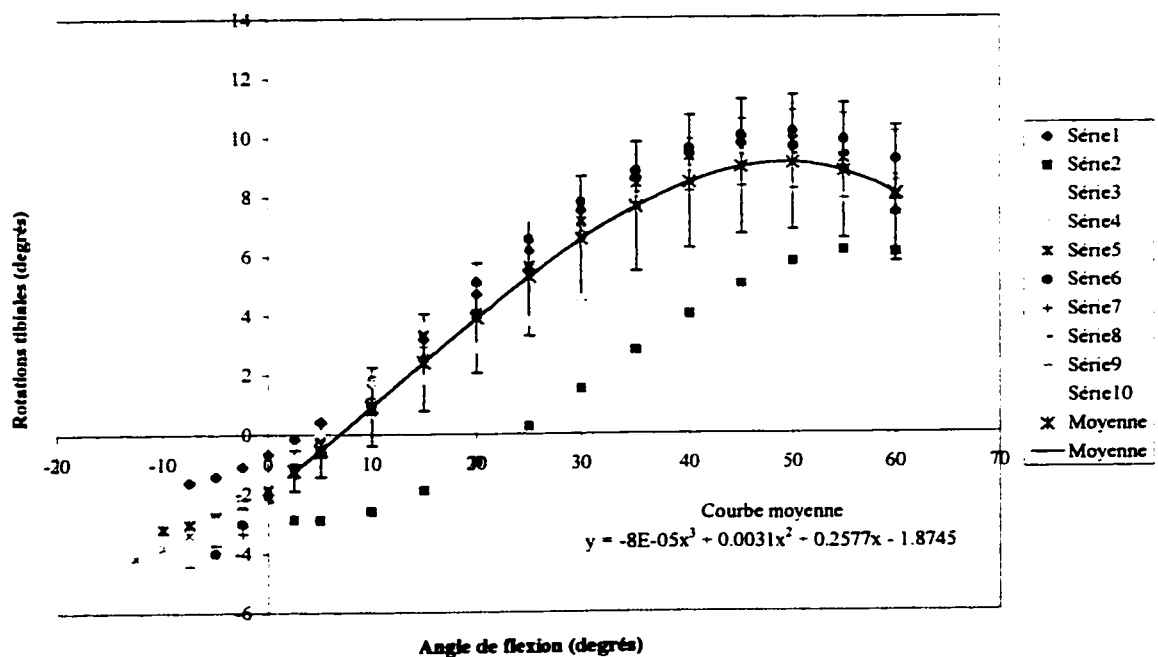
Mouvement de rotations tibiales : données brutes et données lissées
(Extension → flexion et flexion → extension)

Sujet 1 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 1 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

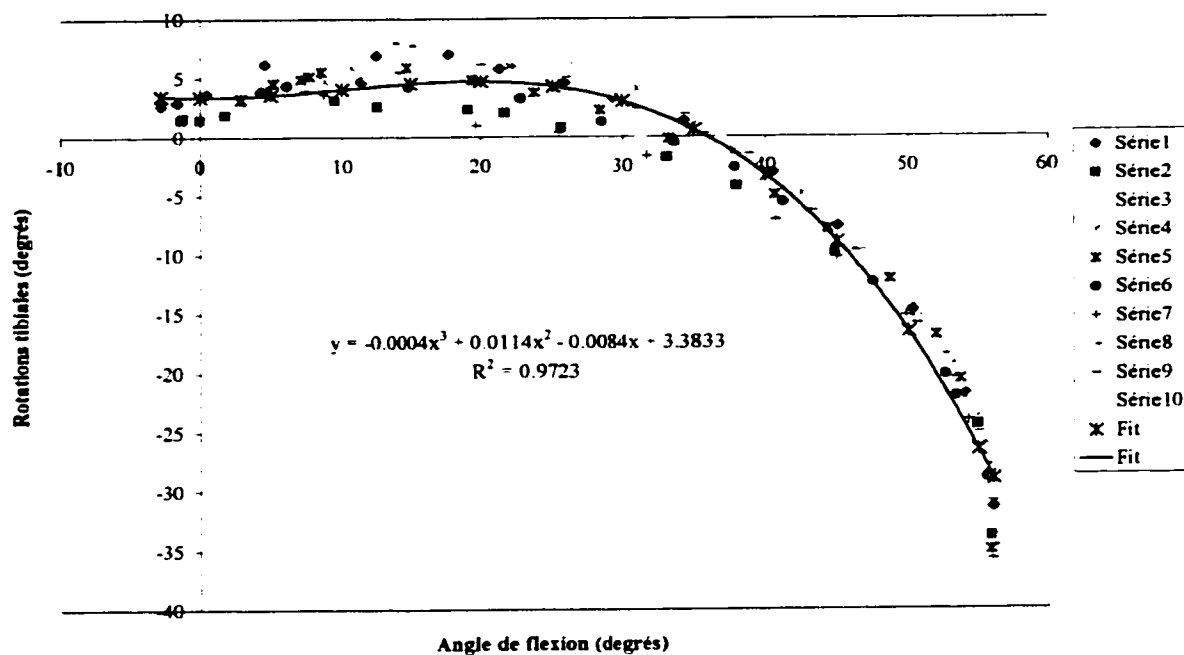
Sujet 2 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 2 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

Sujet 3 - Extension \Rightarrow flexion (données brutes)Sujet 3 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

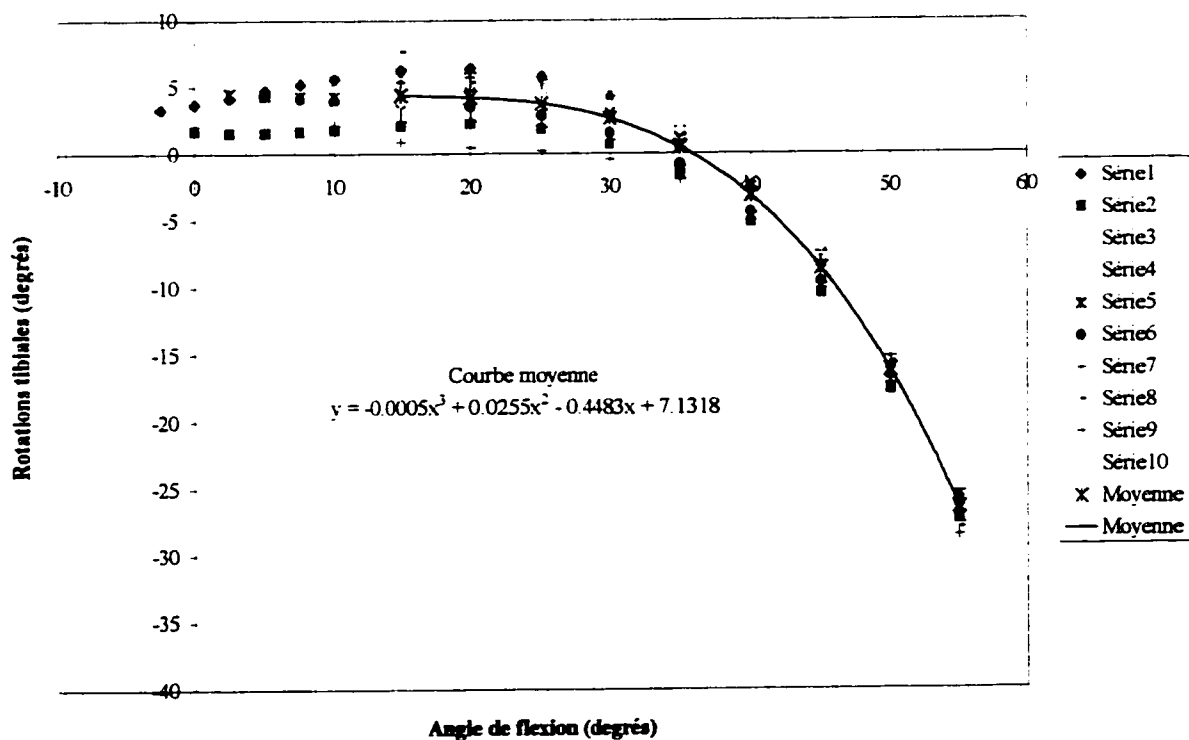
Sujet 4 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 4 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

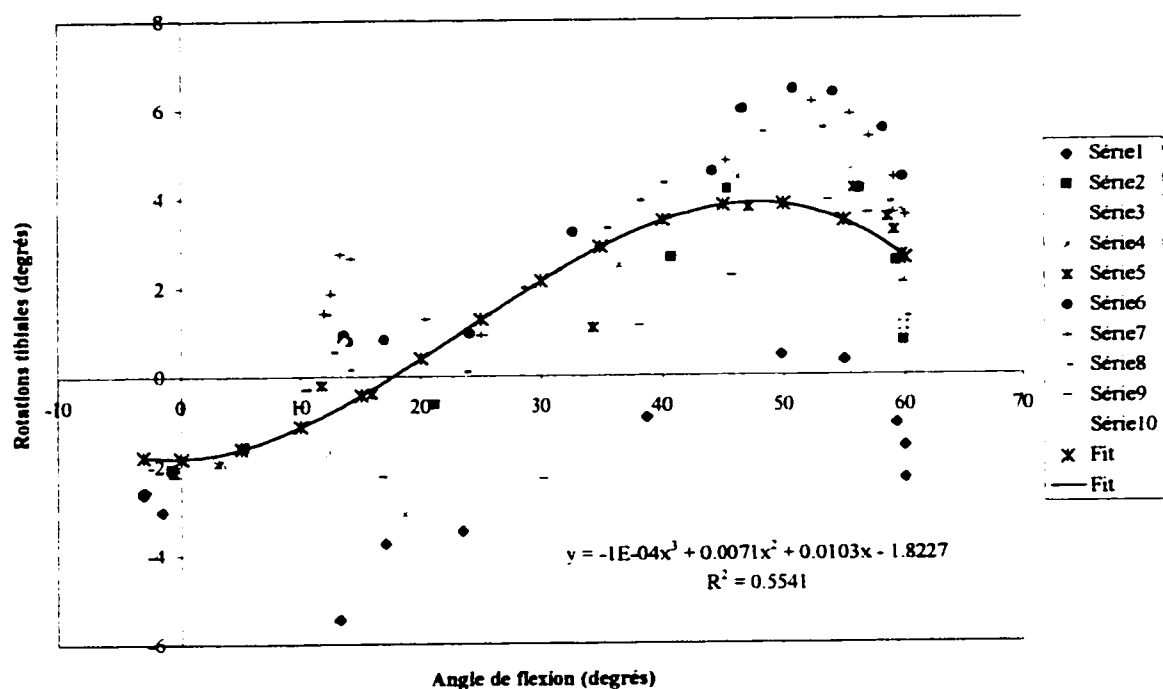
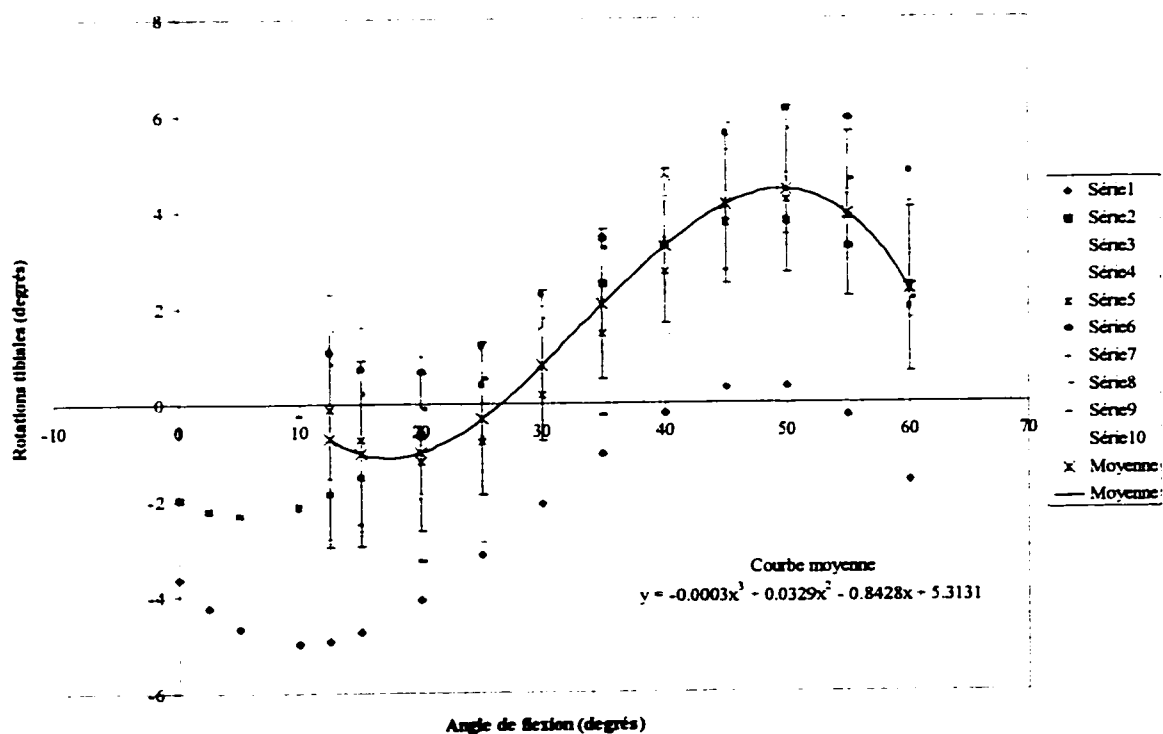
Sujet 5 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 5 - Extension \Rightarrow flexion (Donnée lissées)

Sujet 6 - Extension ==> flexion (Données brutes)

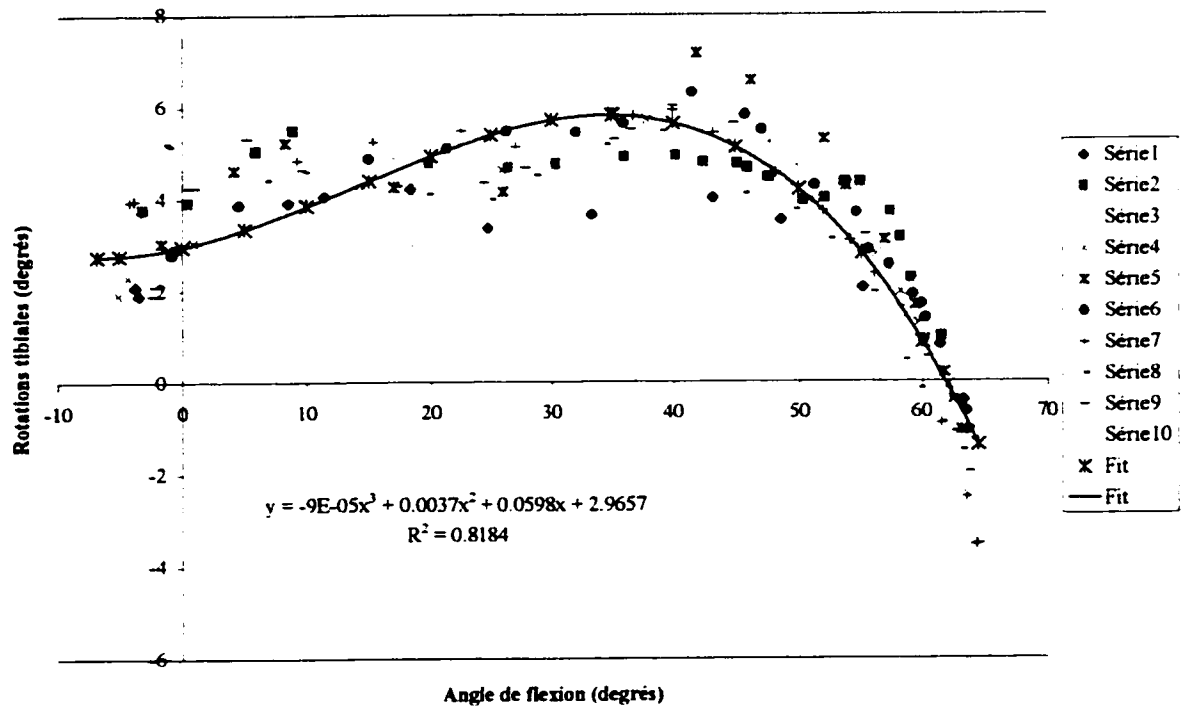


Sujet 6 - Extension ==> flexion (Données lissées)

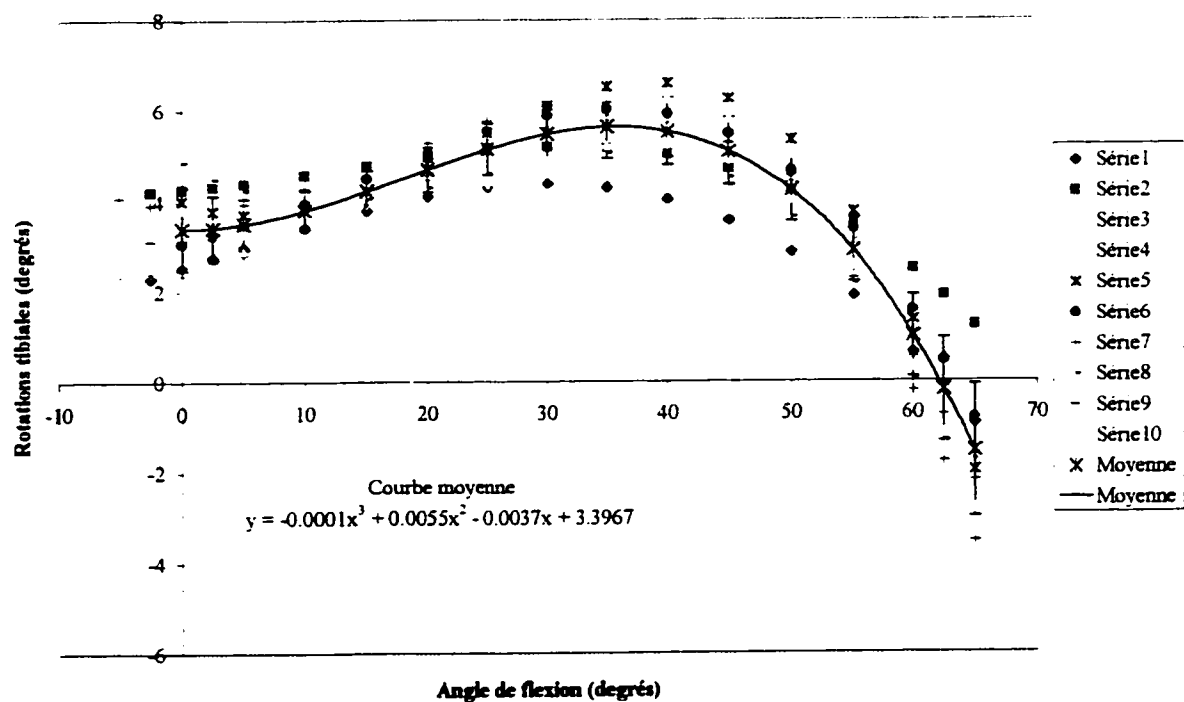


Sujet 7 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 7 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

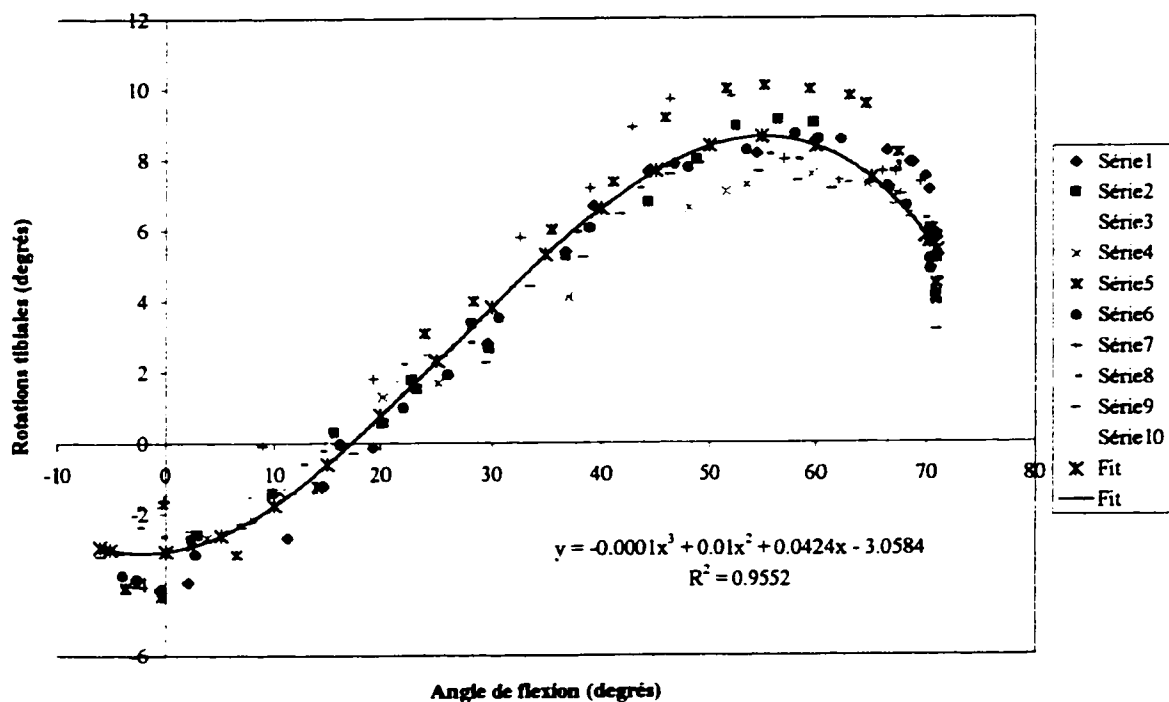
Sujet 8 - Extension ==> flexion (Données brutes)



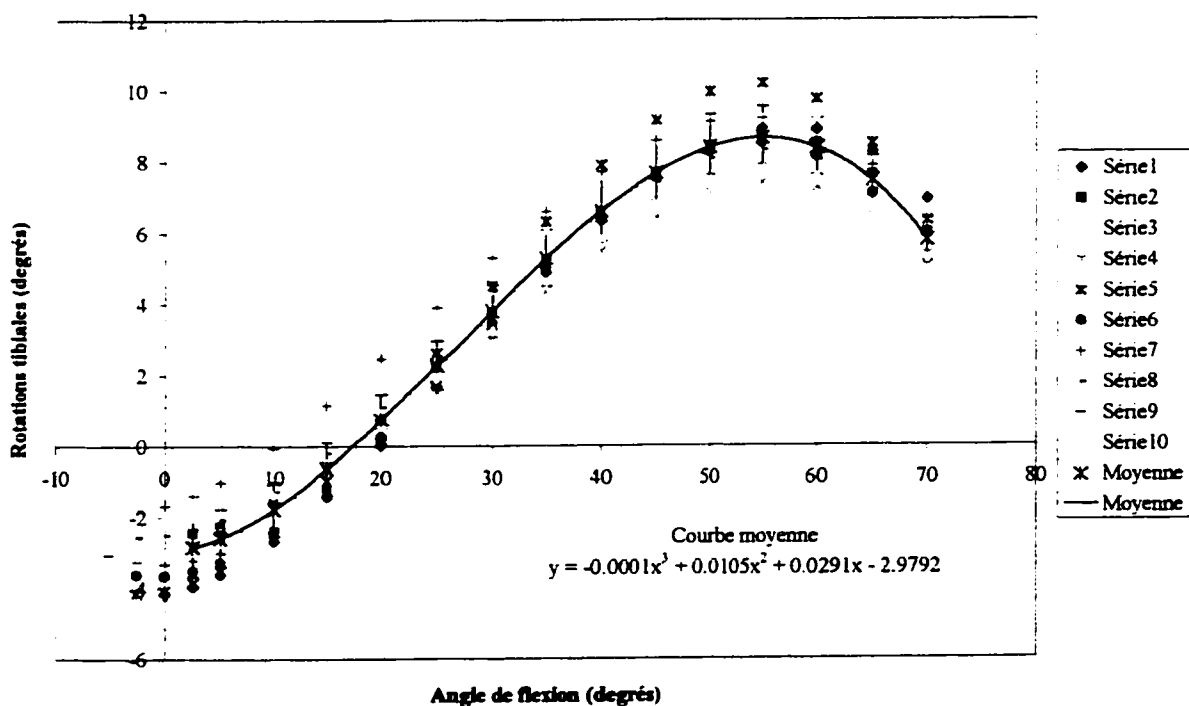
Sujet 8 - Extension ==> flexion (Données lissées)

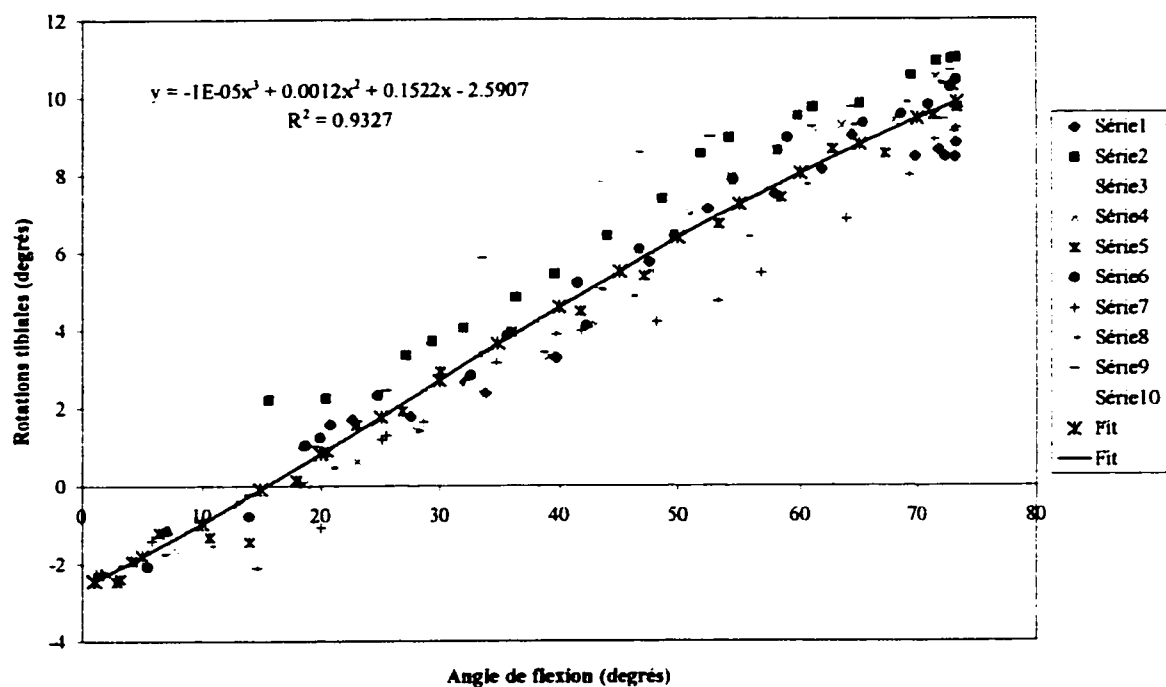
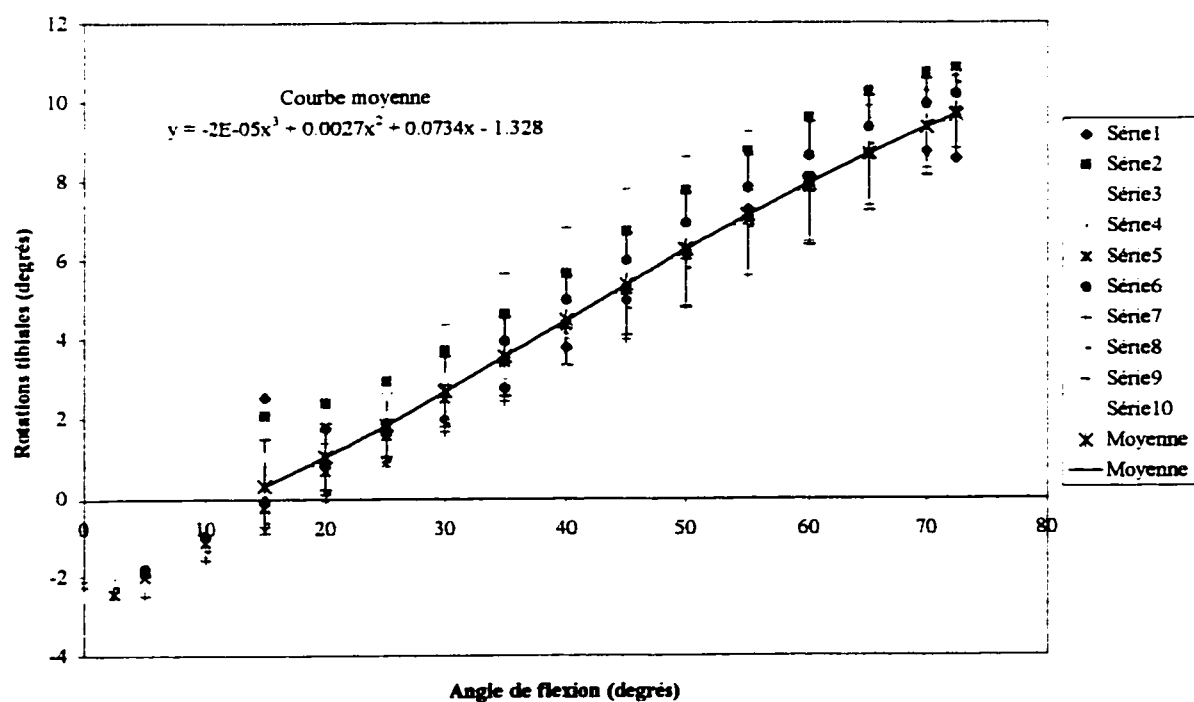


Sujet 9 - Extension ==> flexion (Données brutes)

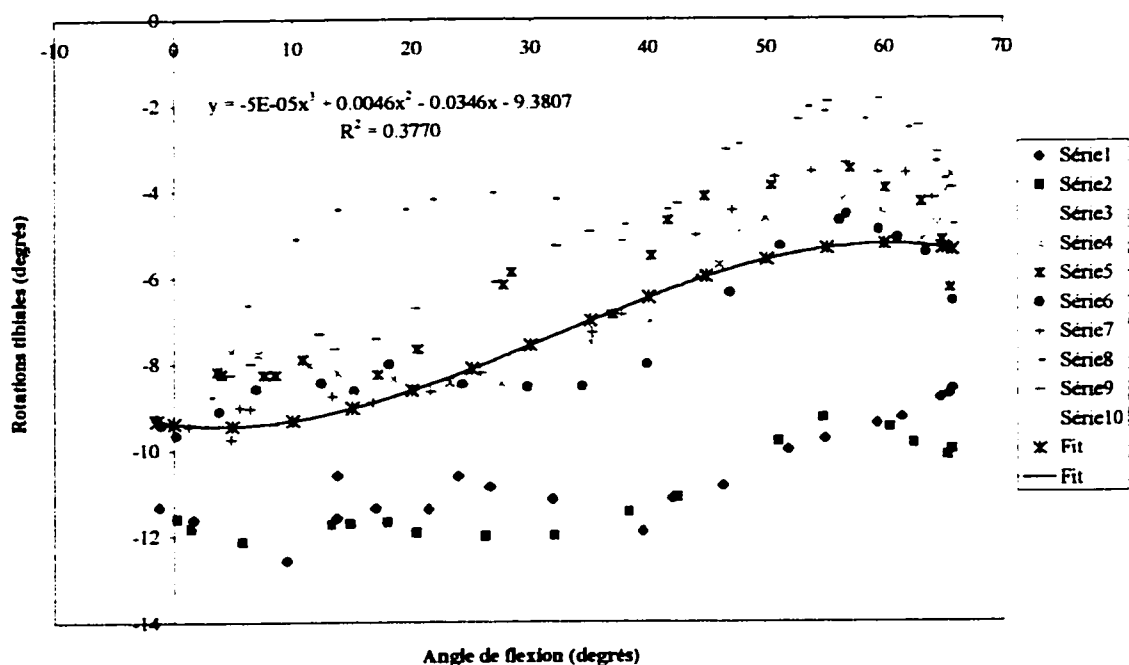


Sujet 9 - Extension ==> flexion (Données lissées)

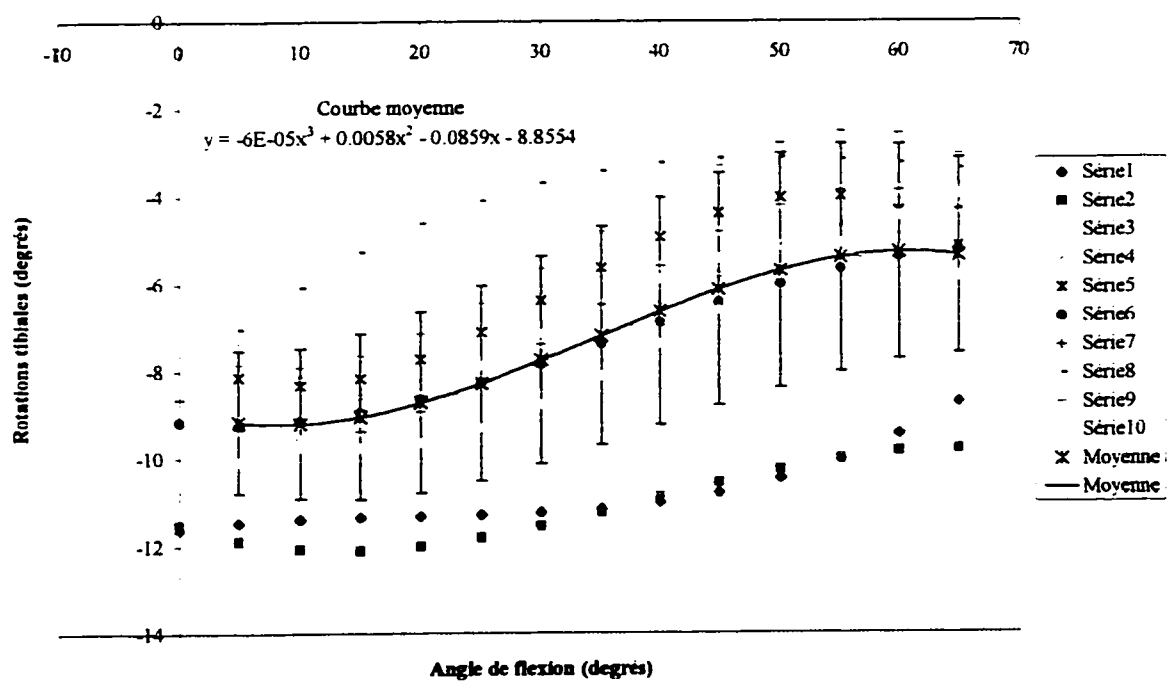


Sujet 10 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 10 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

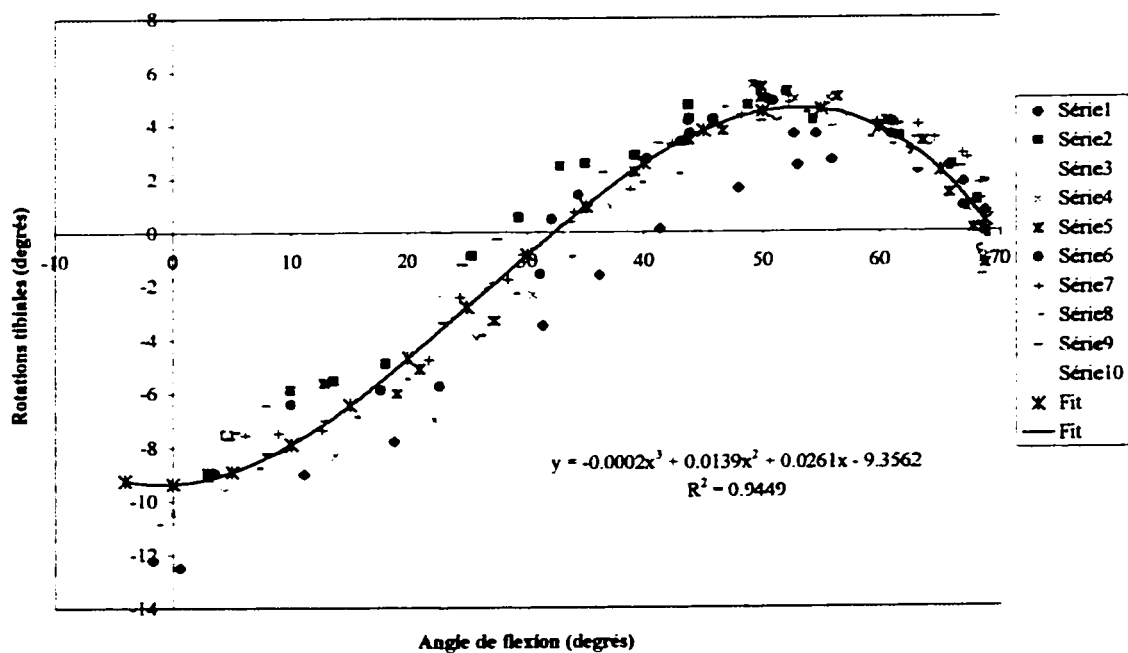
Sujet 11 - Extension ==> flexion (Données brutes)



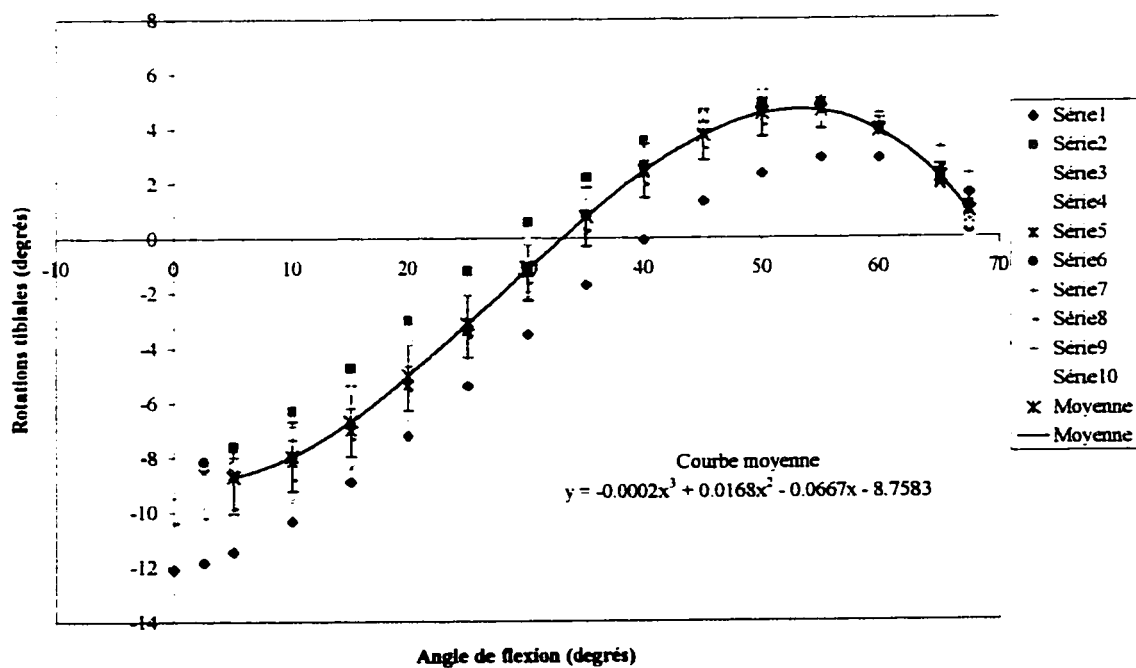
Sujet 11 - Extension ==> flexion (Données lissées)

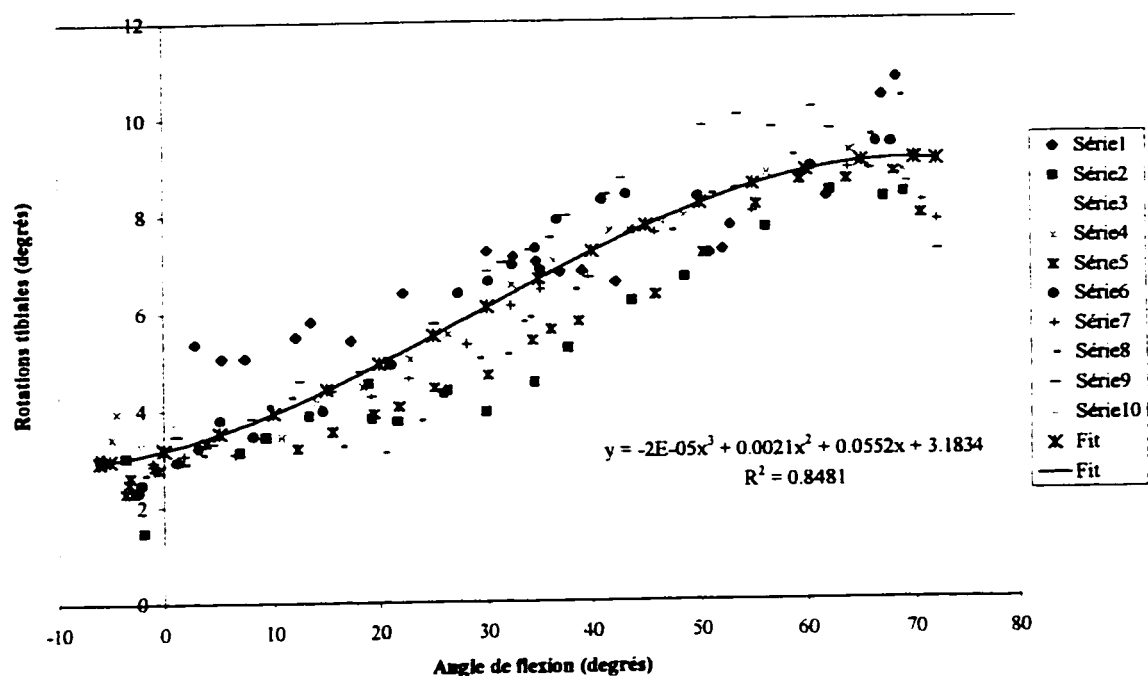
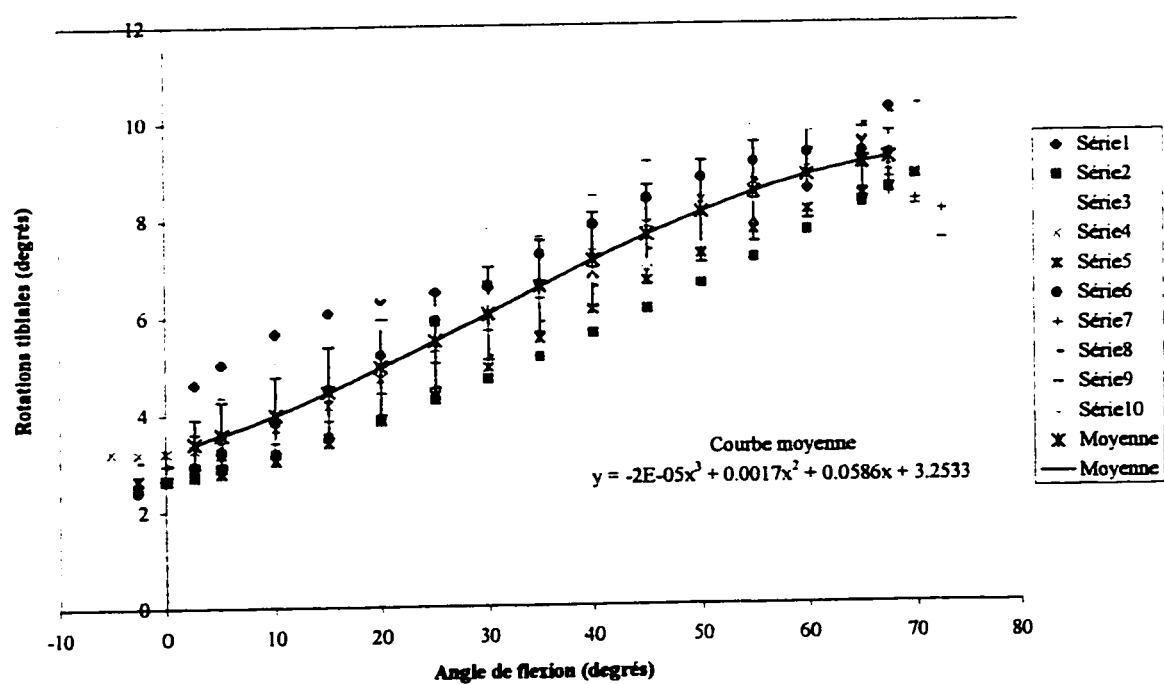


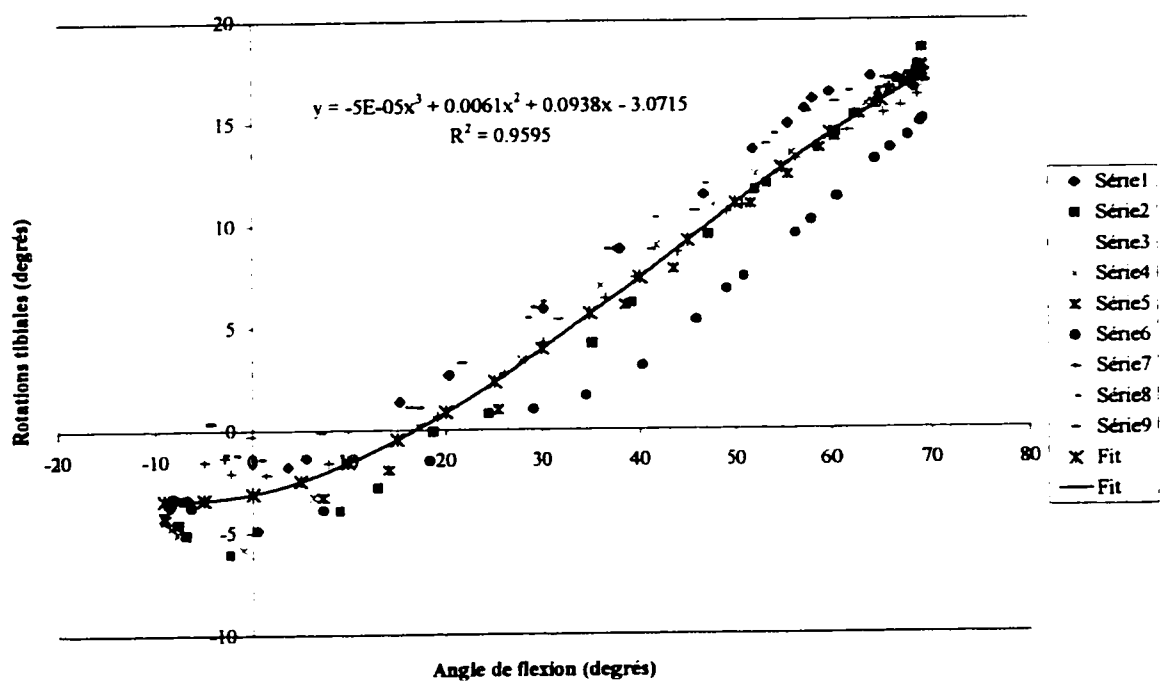
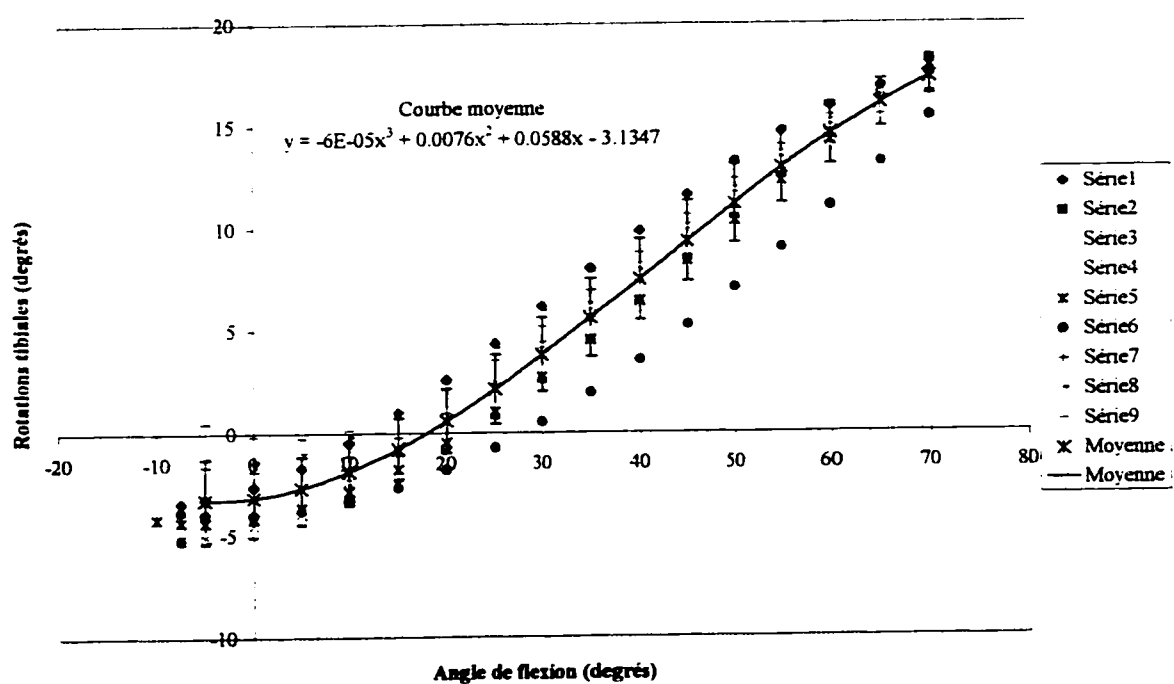
Sujet 12 - Extension ==> flexion (Données brutes)



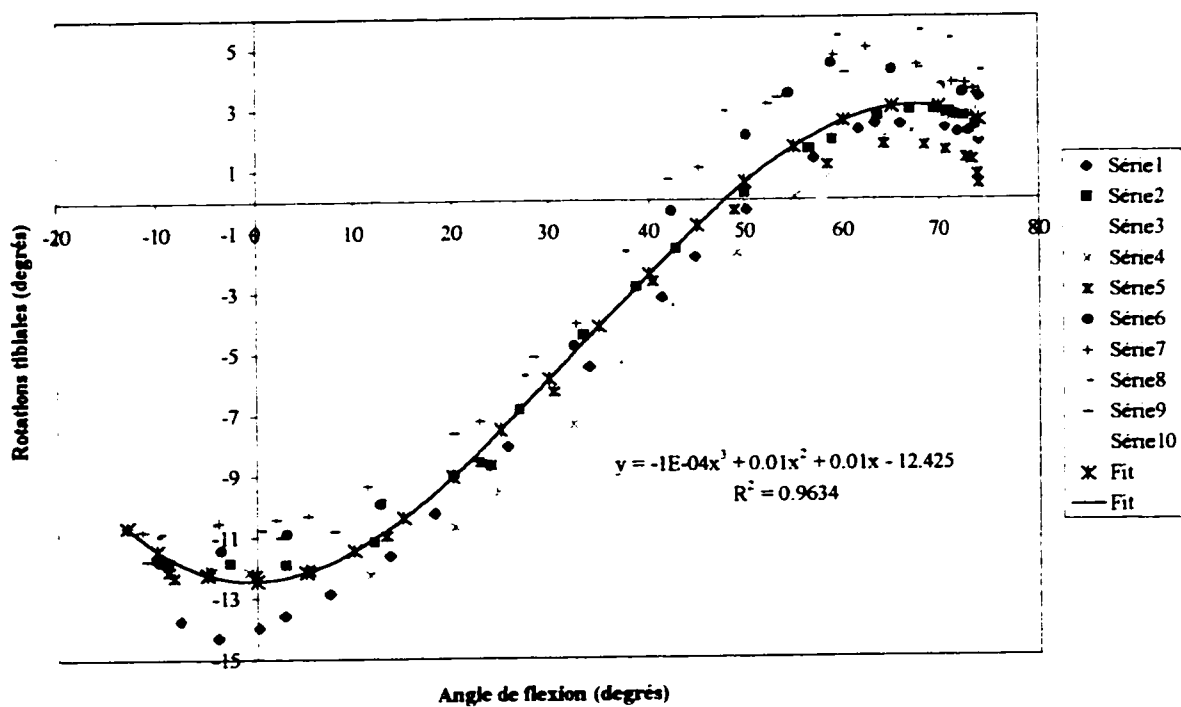
Sujet 12 - Extension ==> flexion (Données lissées)



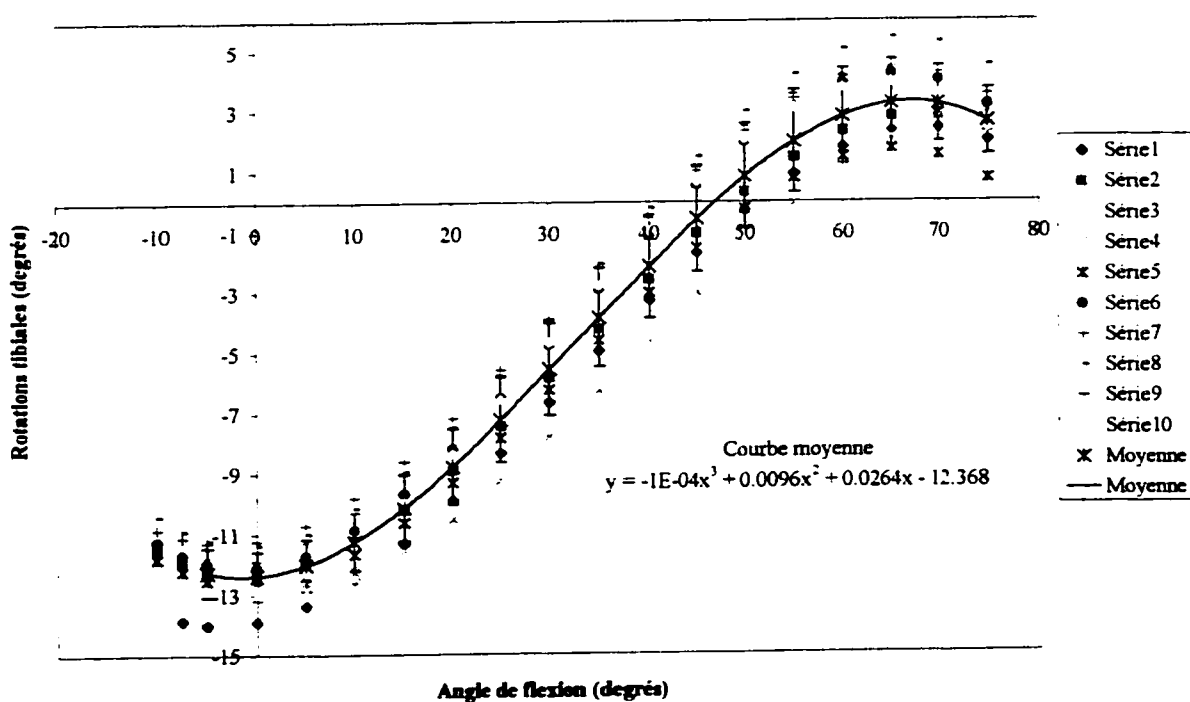
Sujet 13 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 13 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

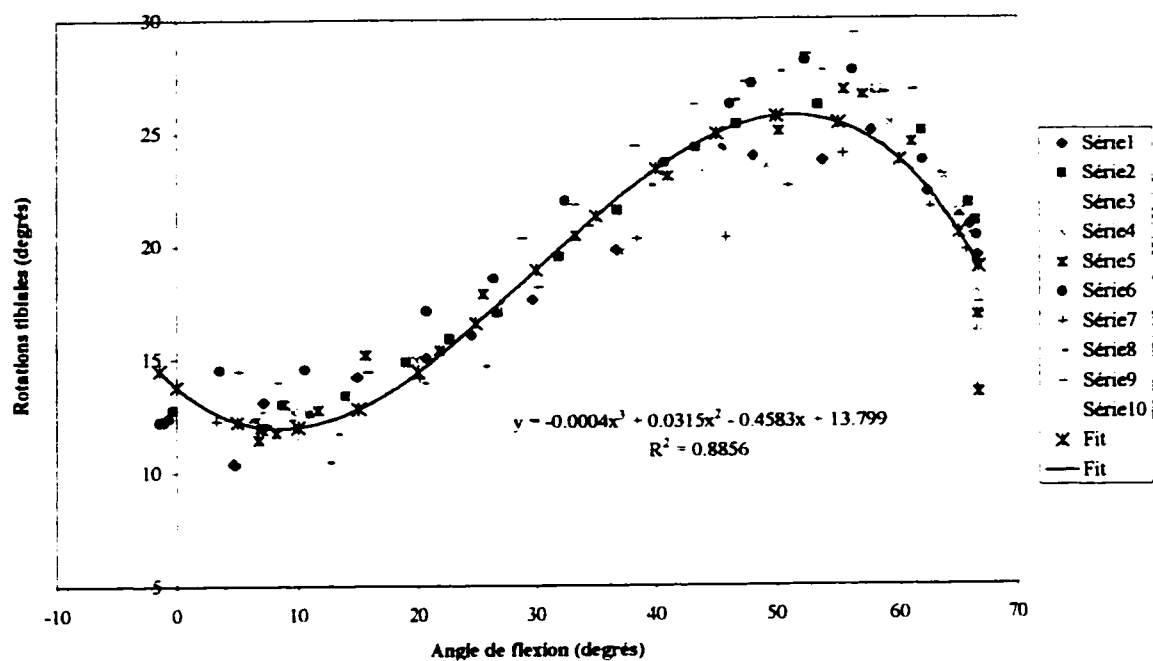
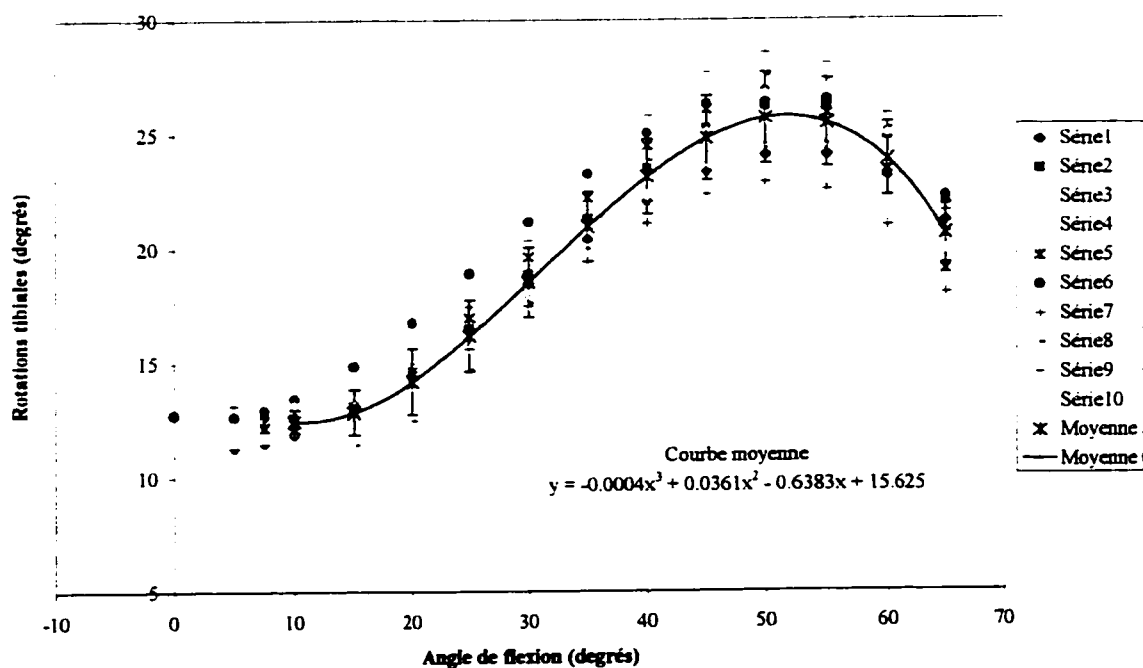
Sujet 14 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 14 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

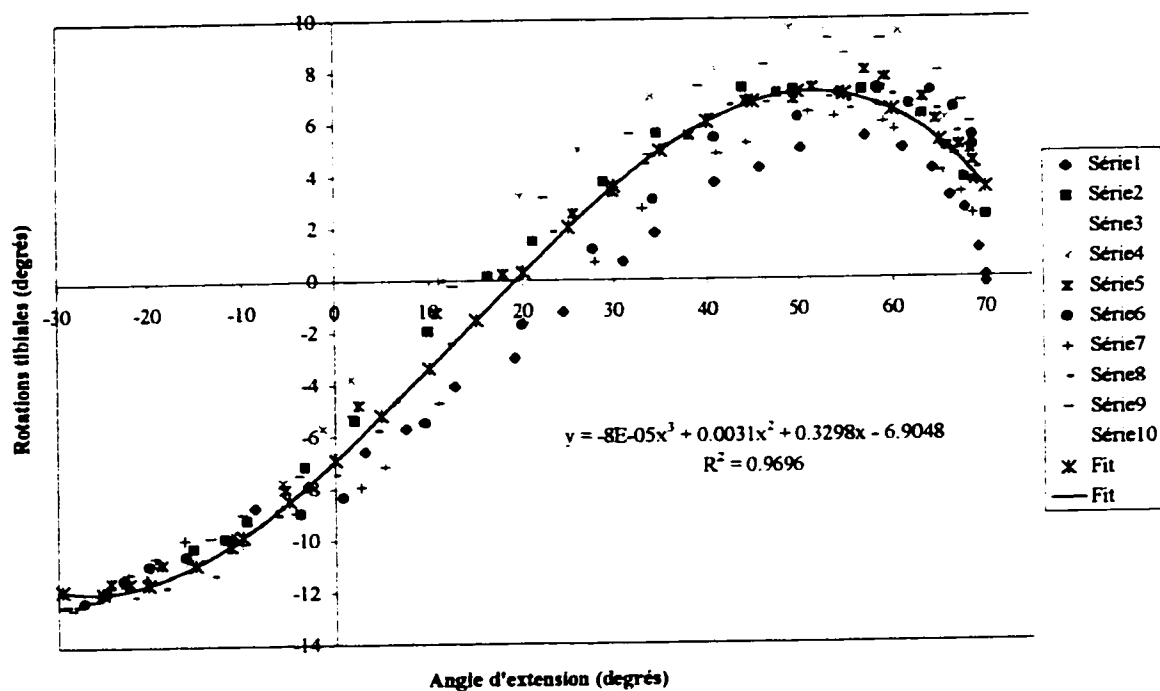
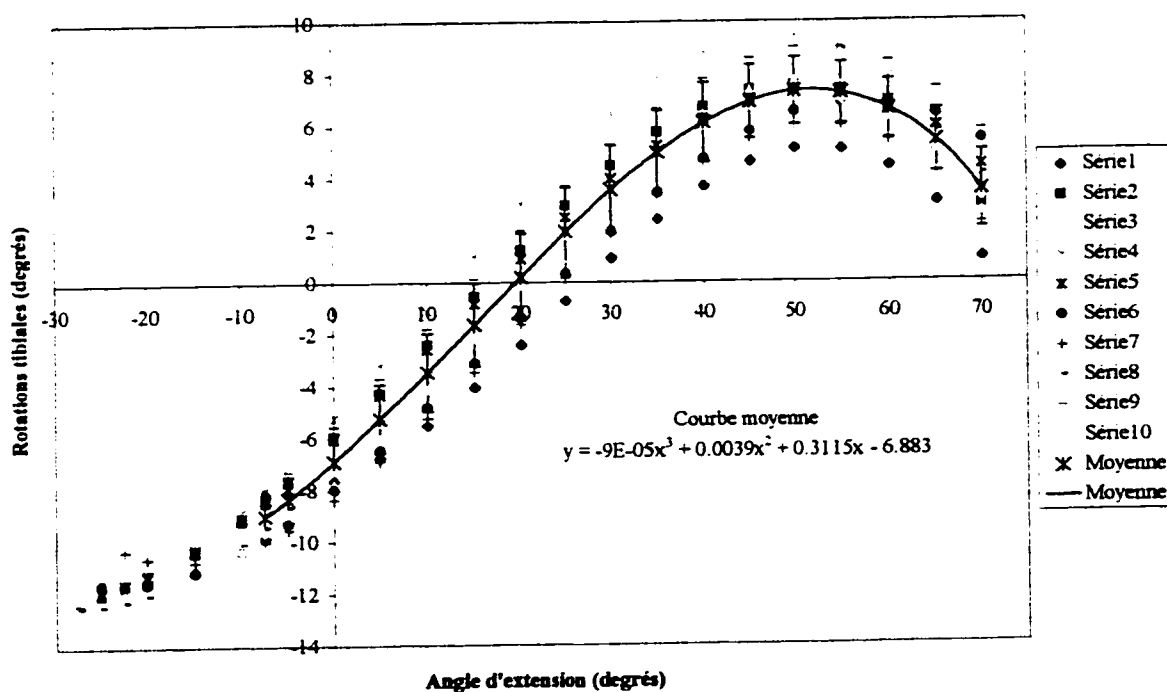
Sujet 15 - Extension ==> flexion (Données brutes)

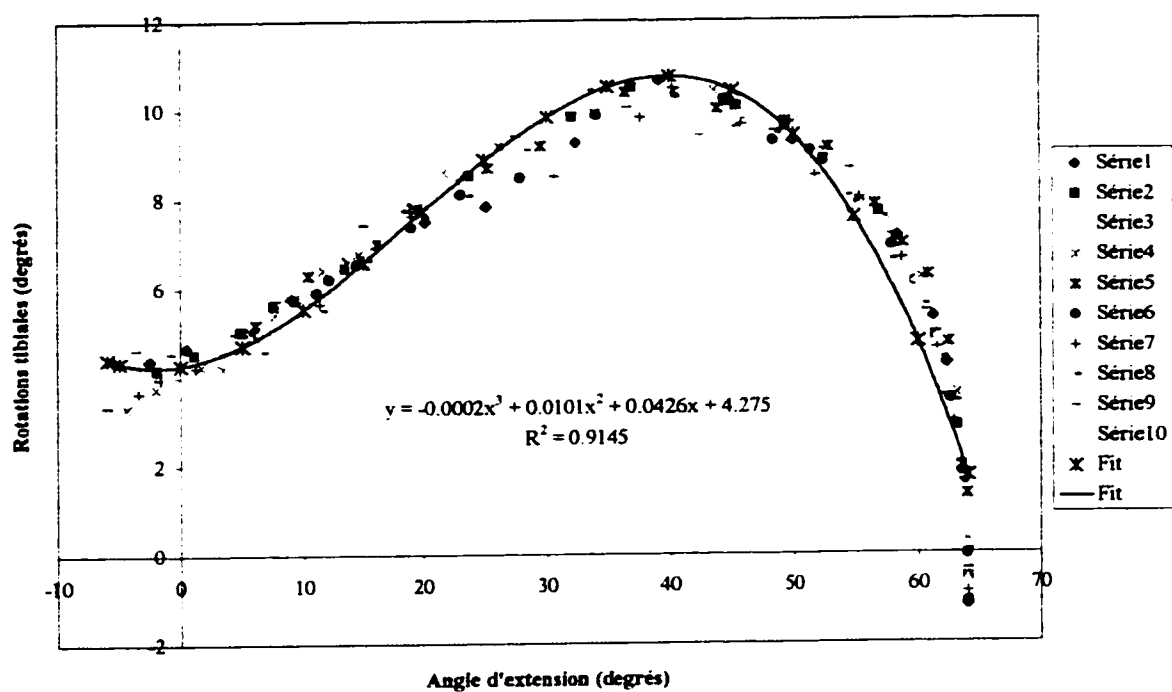
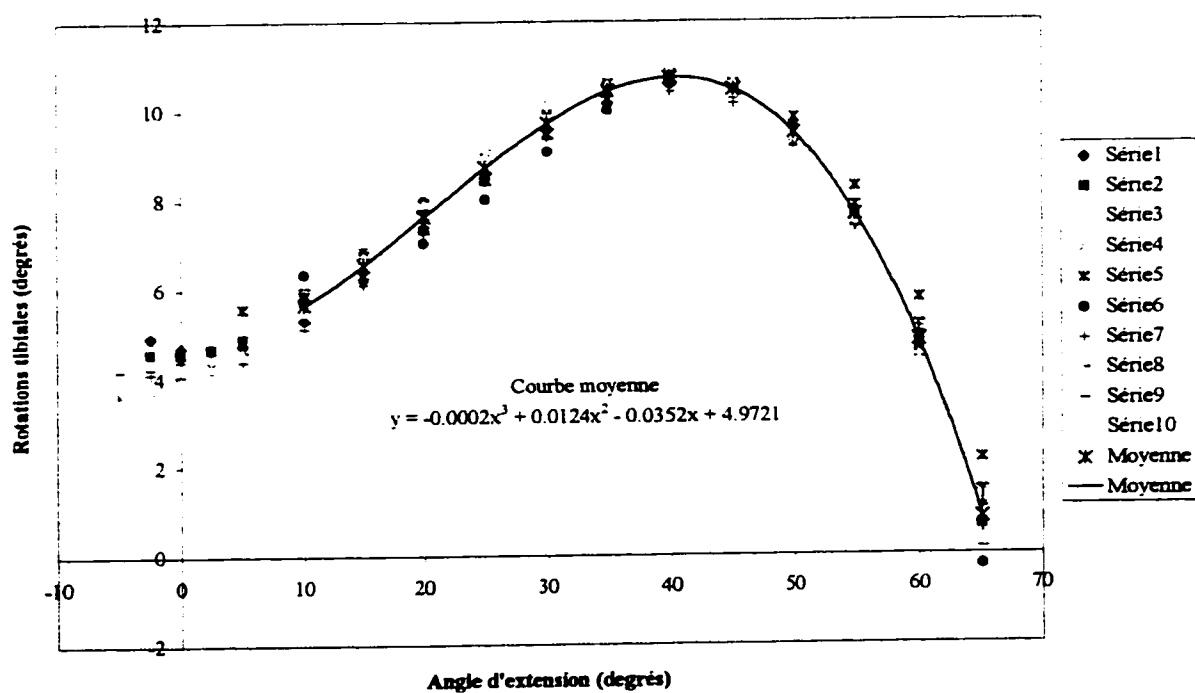


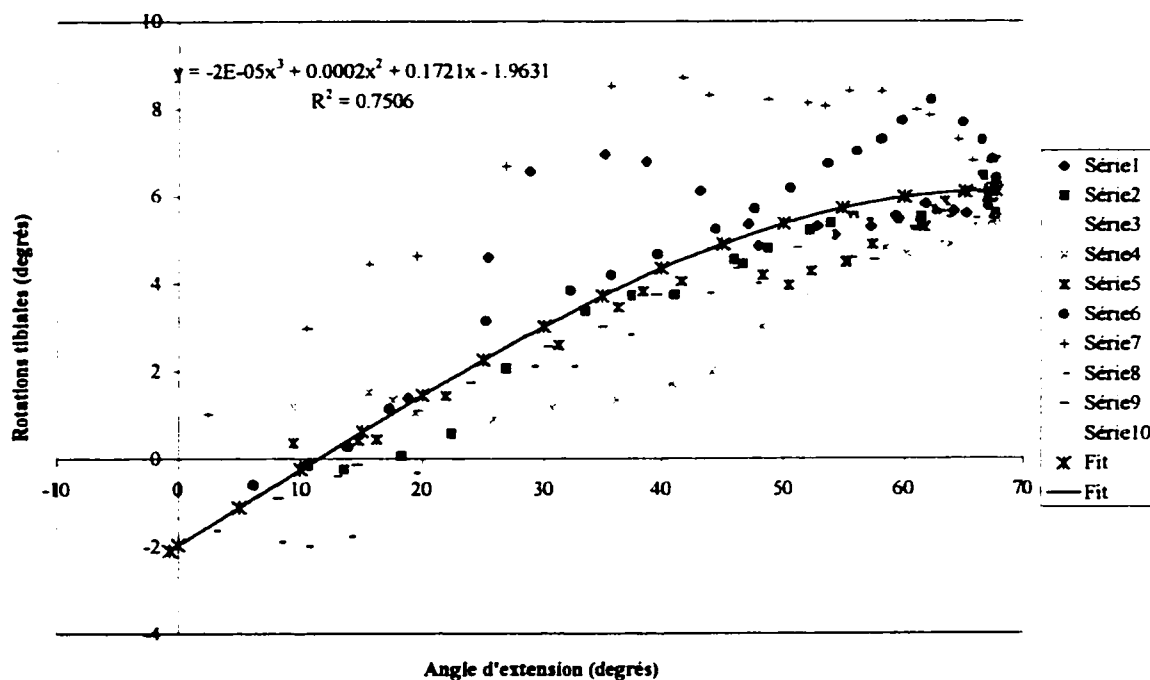
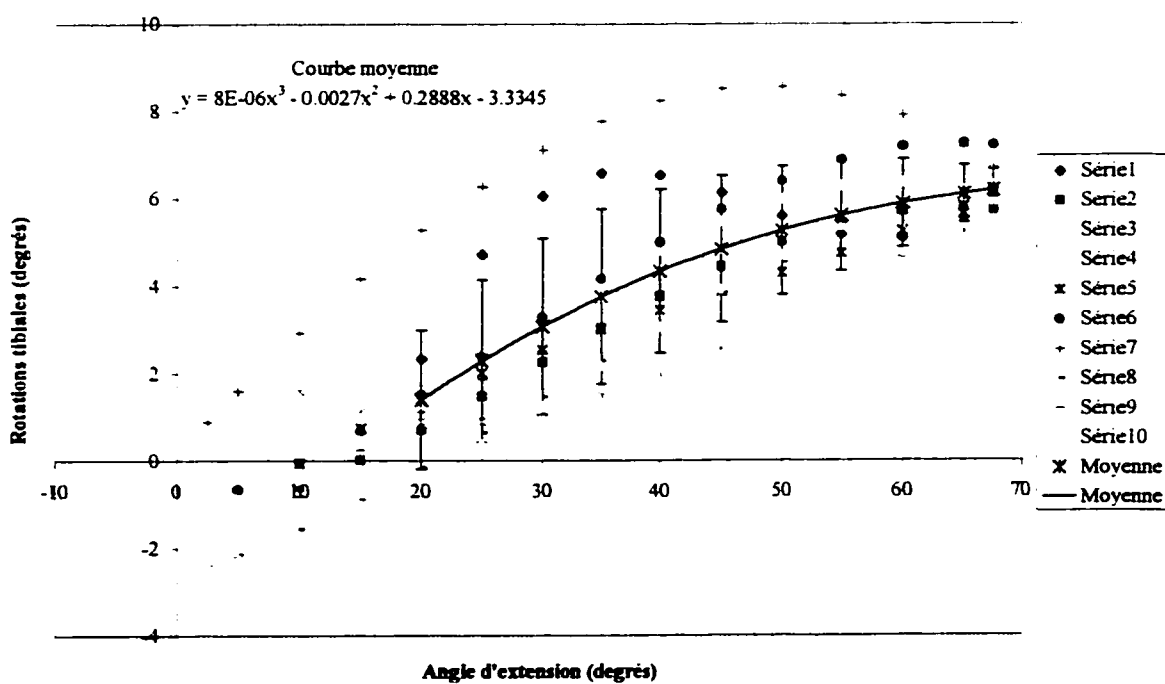
Sujet 15 - Extension ==> flexion (Données lissées)

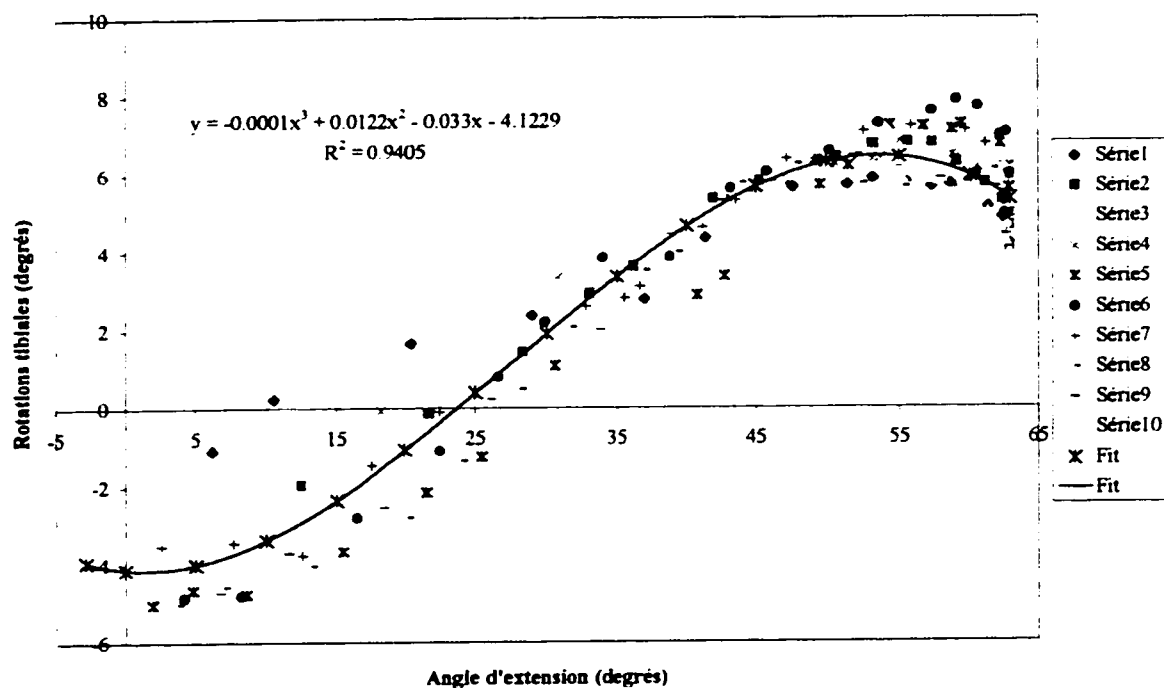
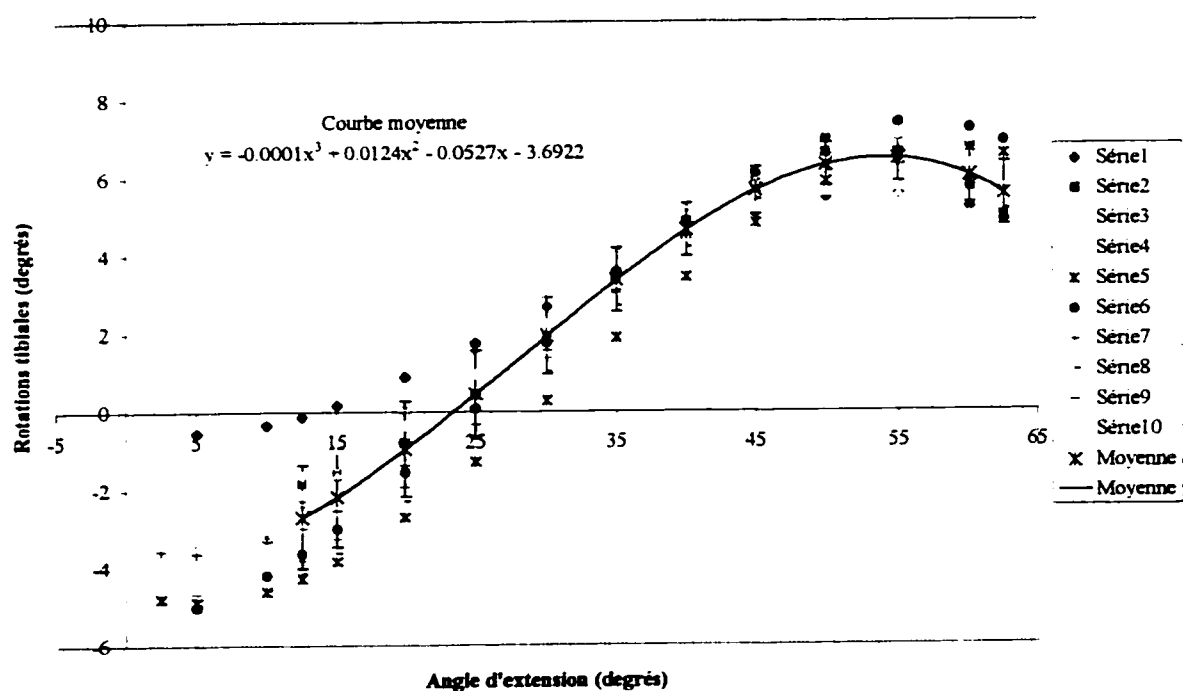


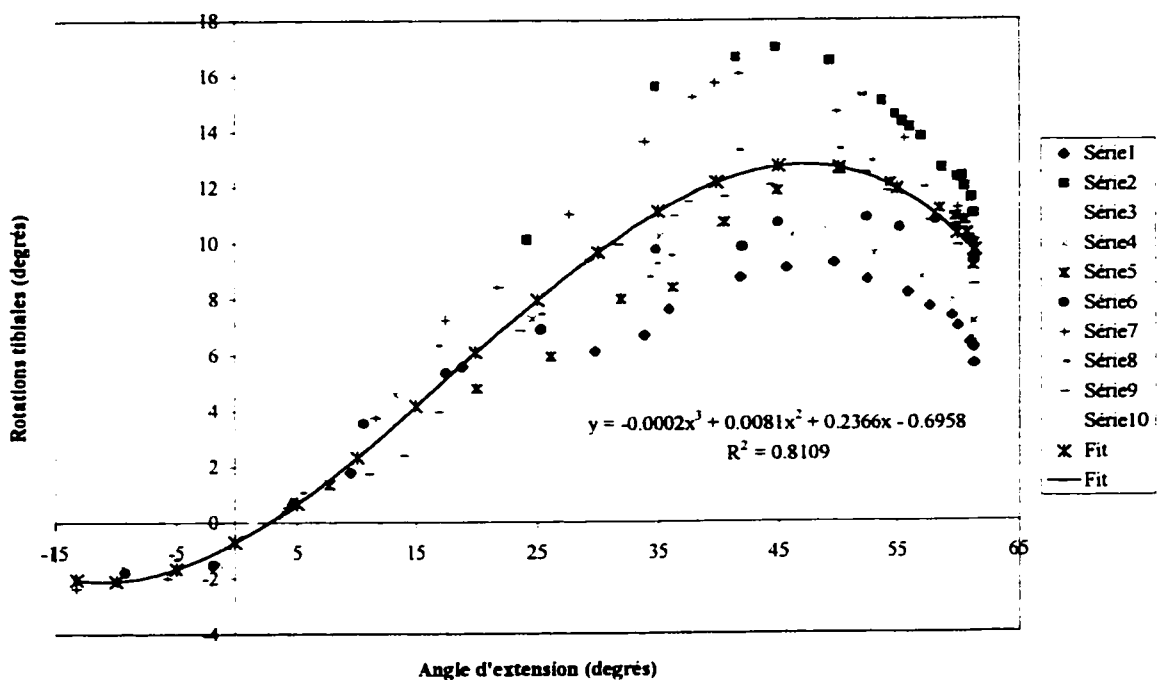
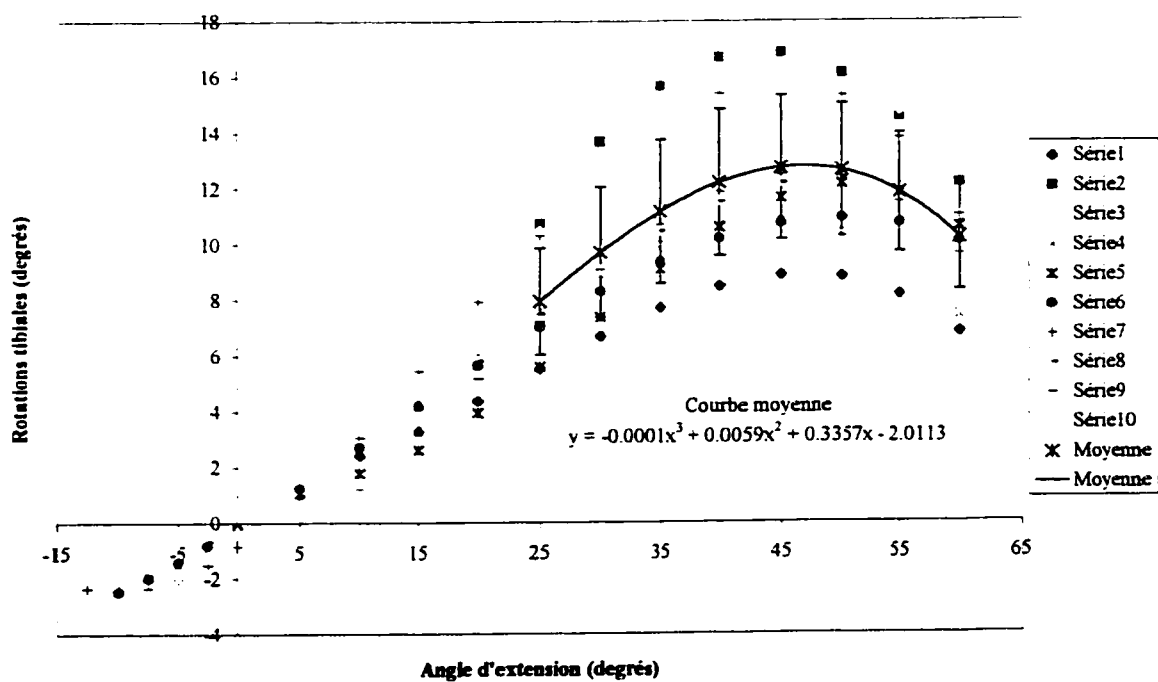
Sujet 16 - Extension \Rightarrow flexion (Données brutes)Sujet 16 - Extension \Rightarrow flexion (Données lissées)

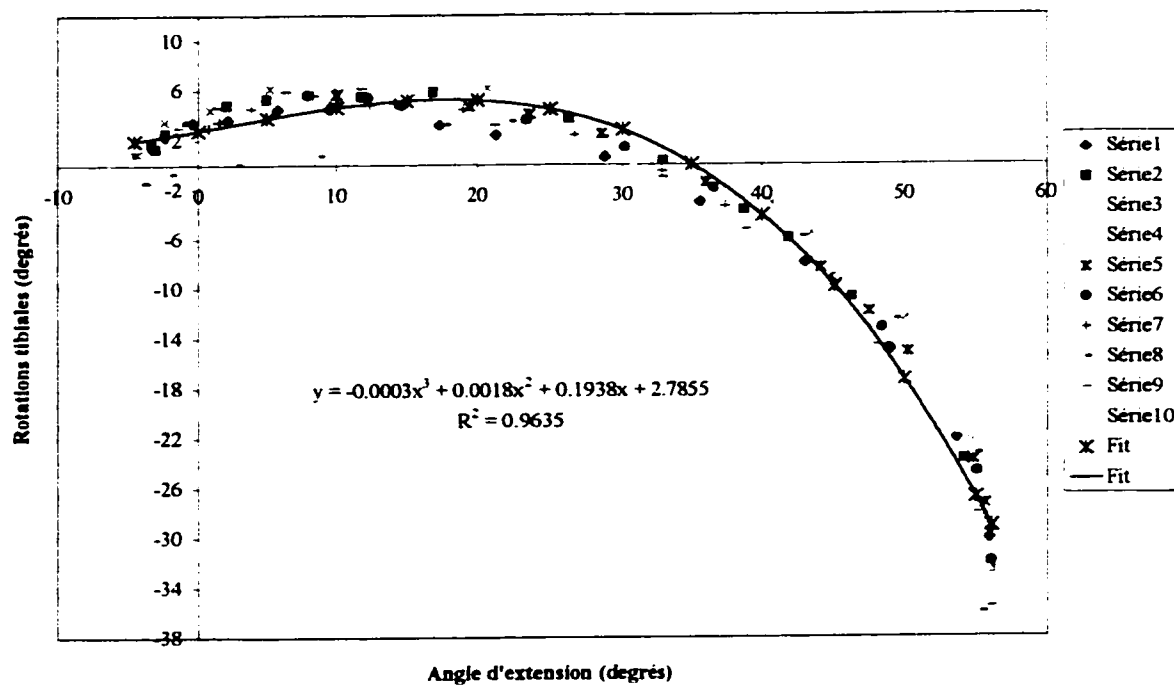
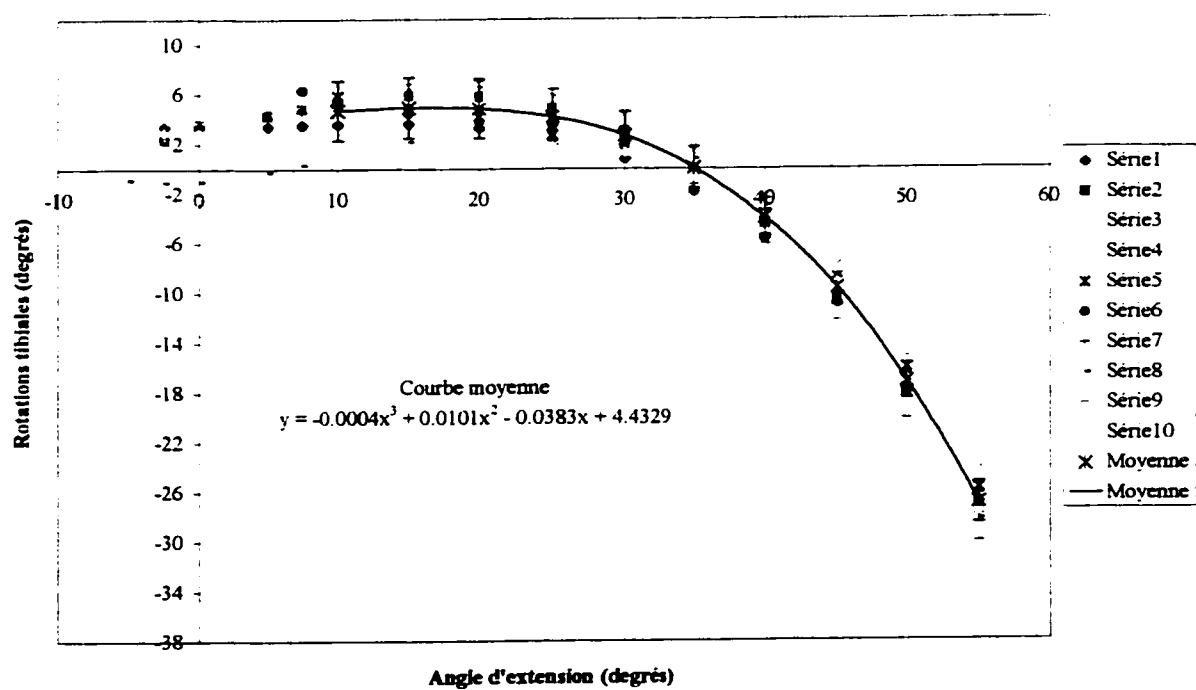
Sujet 1 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 1 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

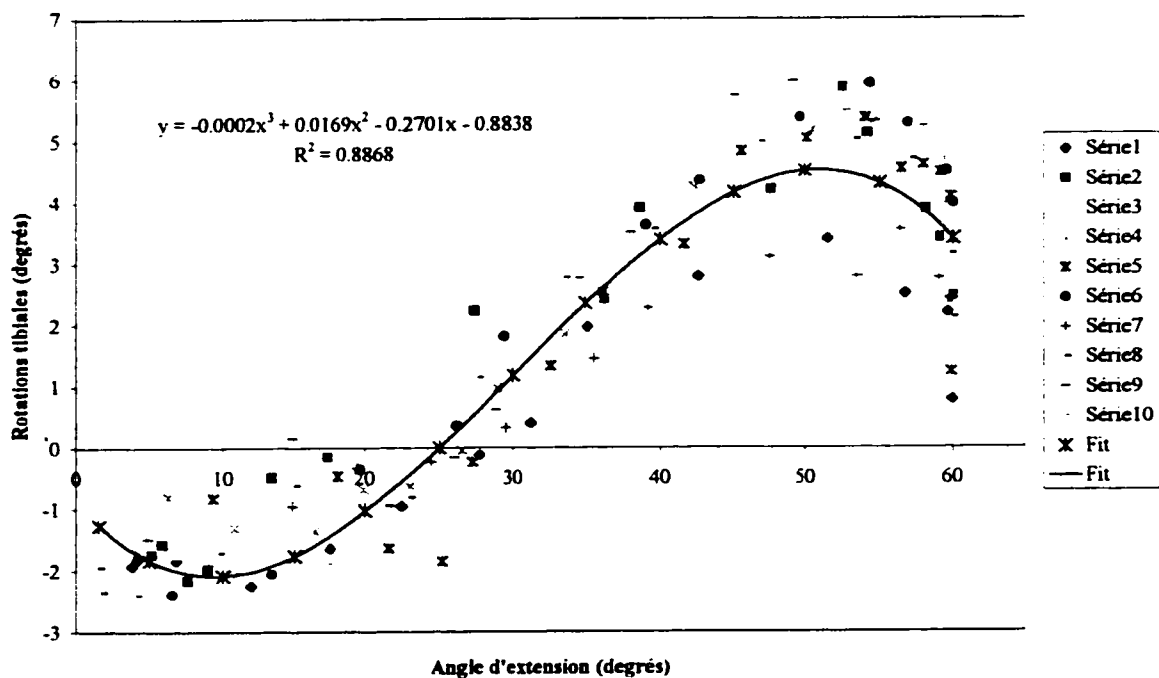
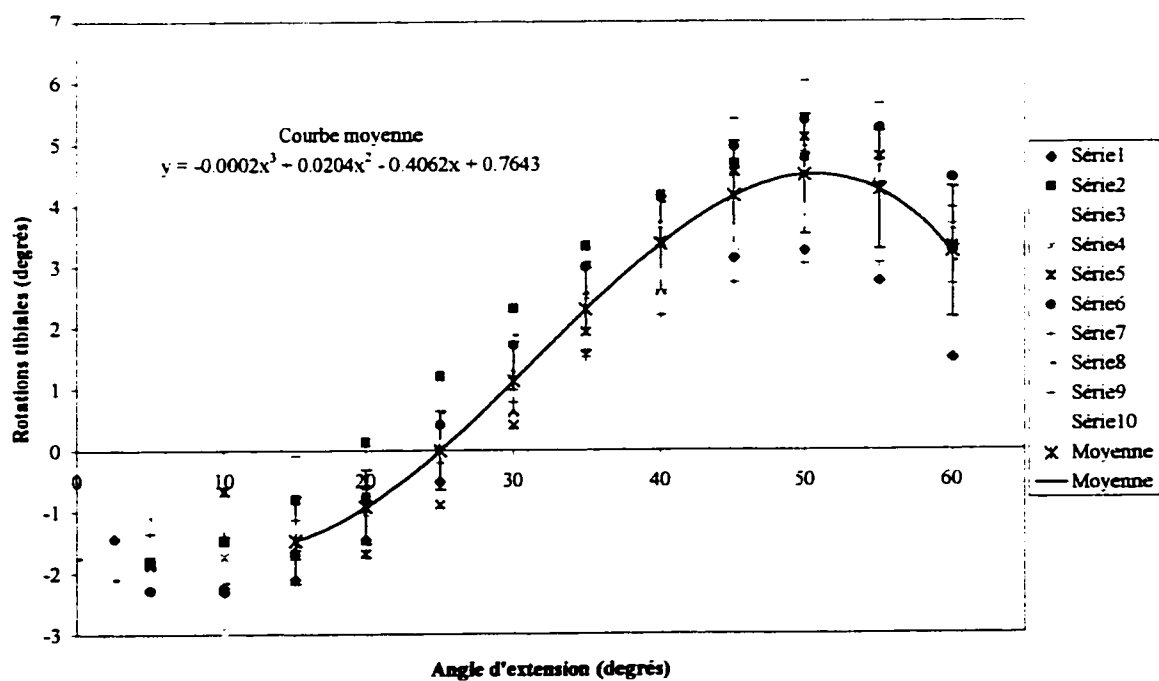
Sujet 2 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 2 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

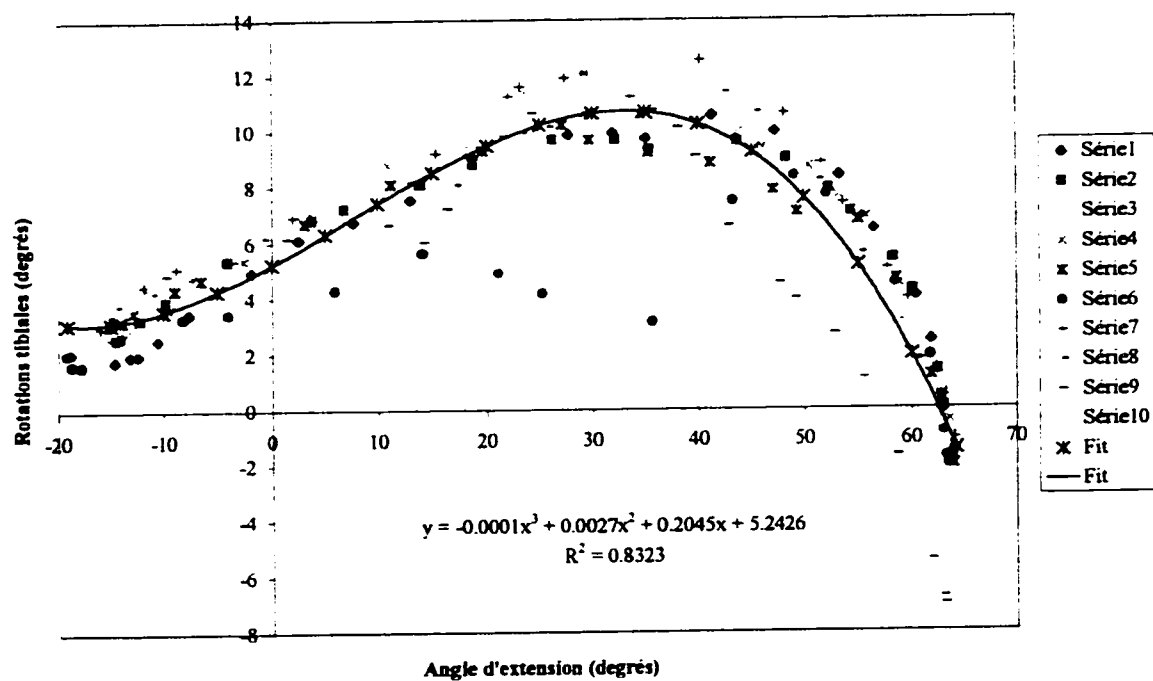
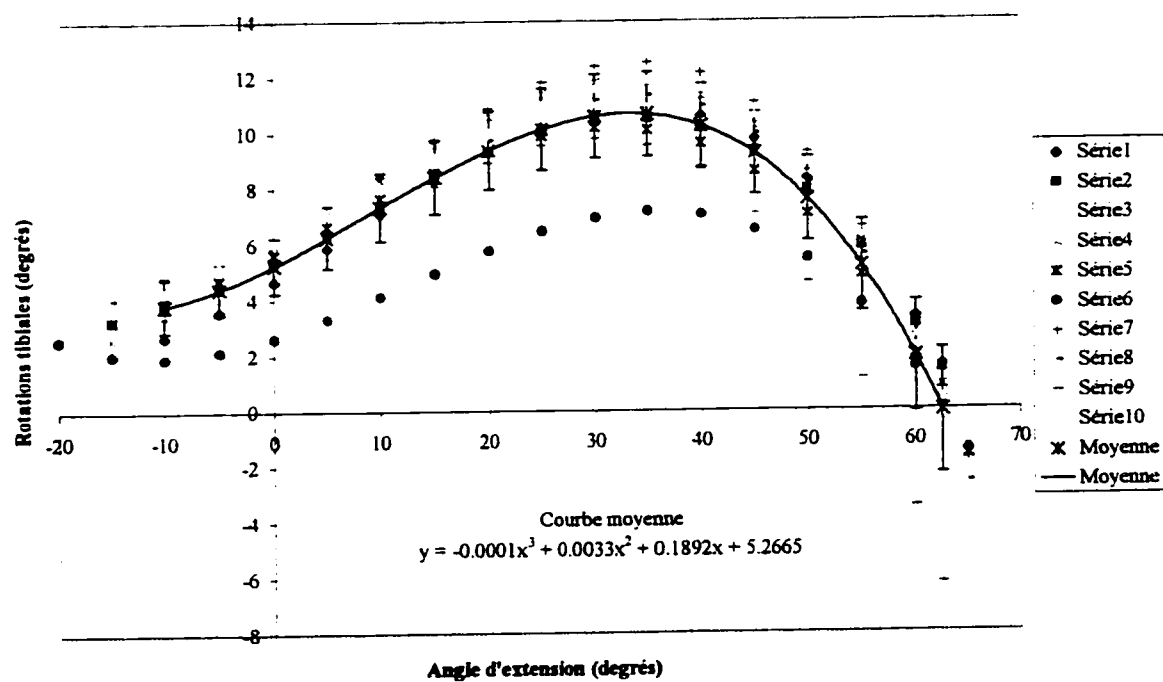
Sujet 3 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 3 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

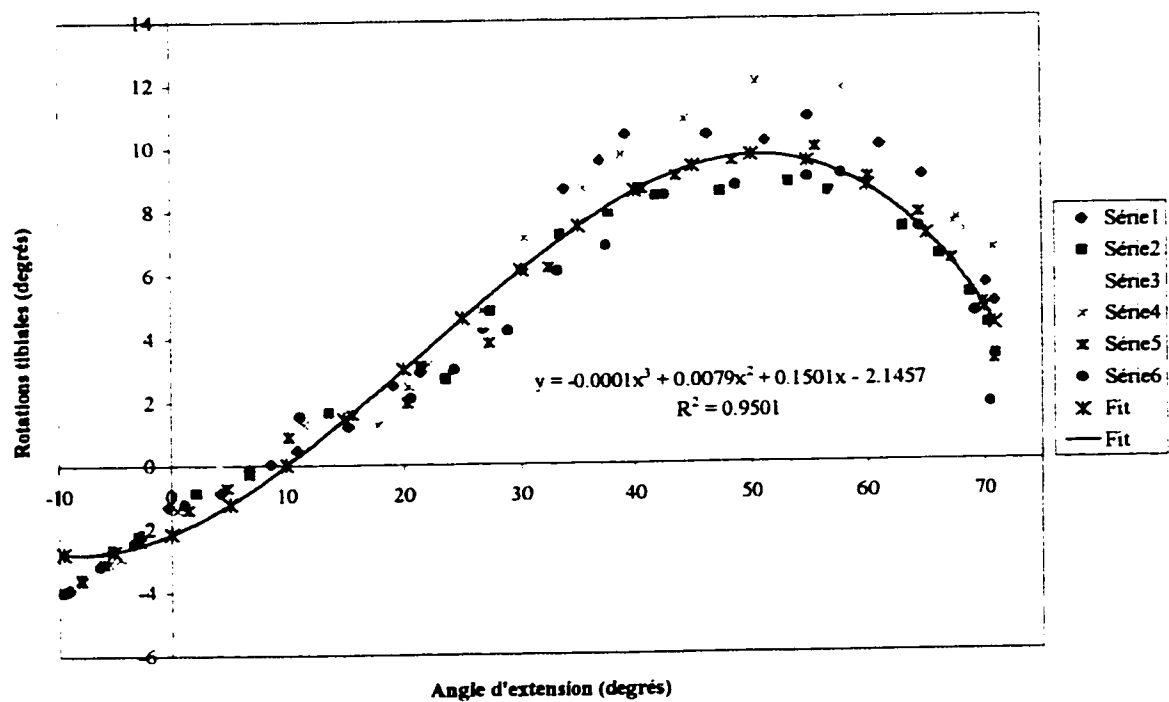
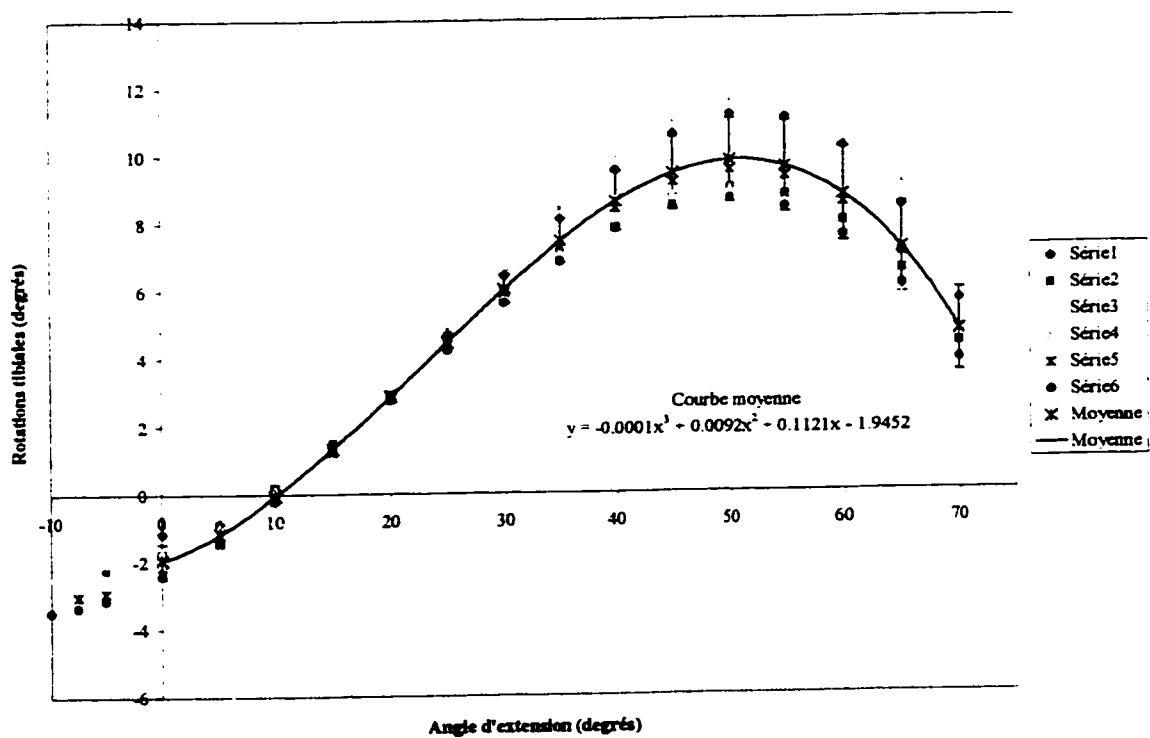
Sujet 4 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 4 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

Sujet 5 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 5 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

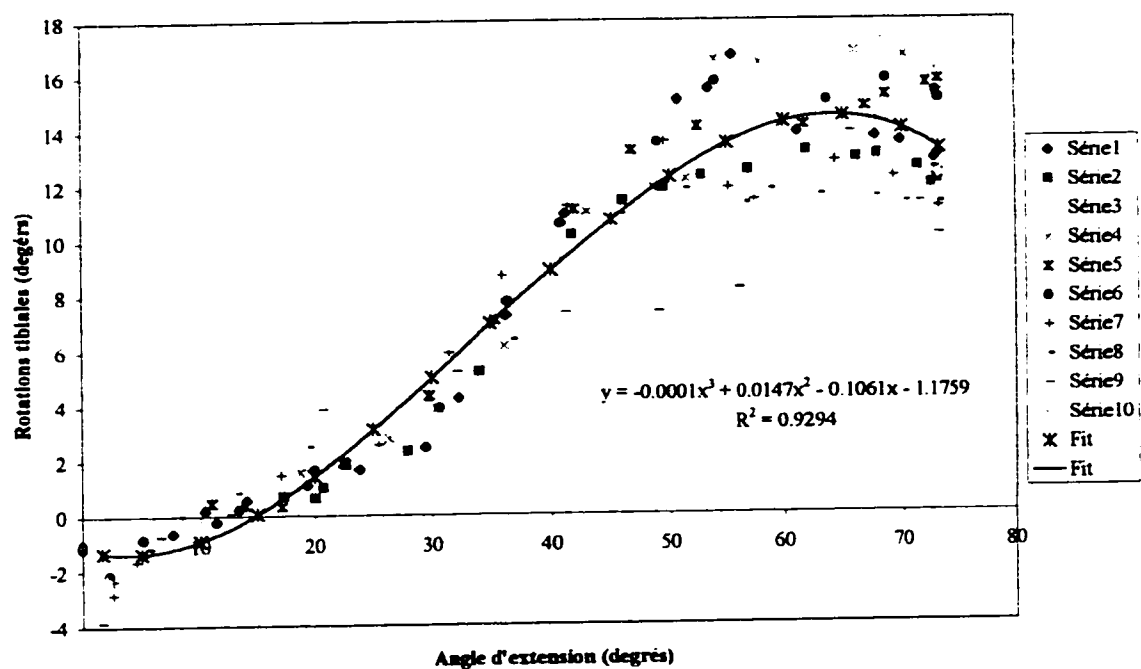
Sujet 6 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)Sujet 6 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

Sujet 7 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 7 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

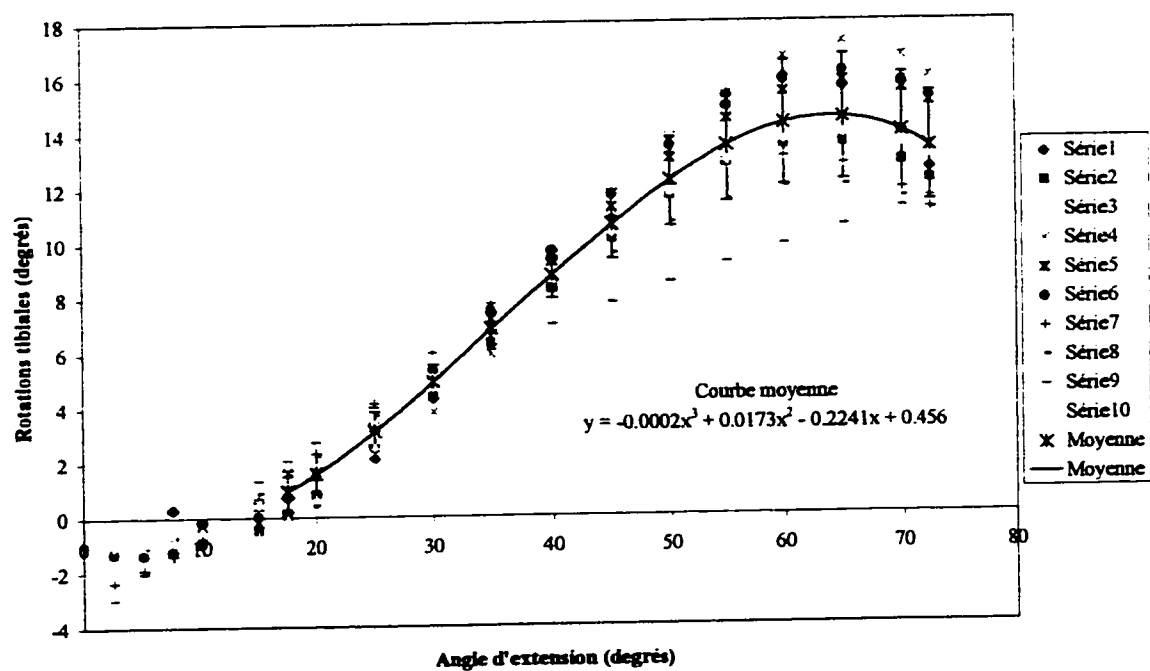
Sujet 8 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 8 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

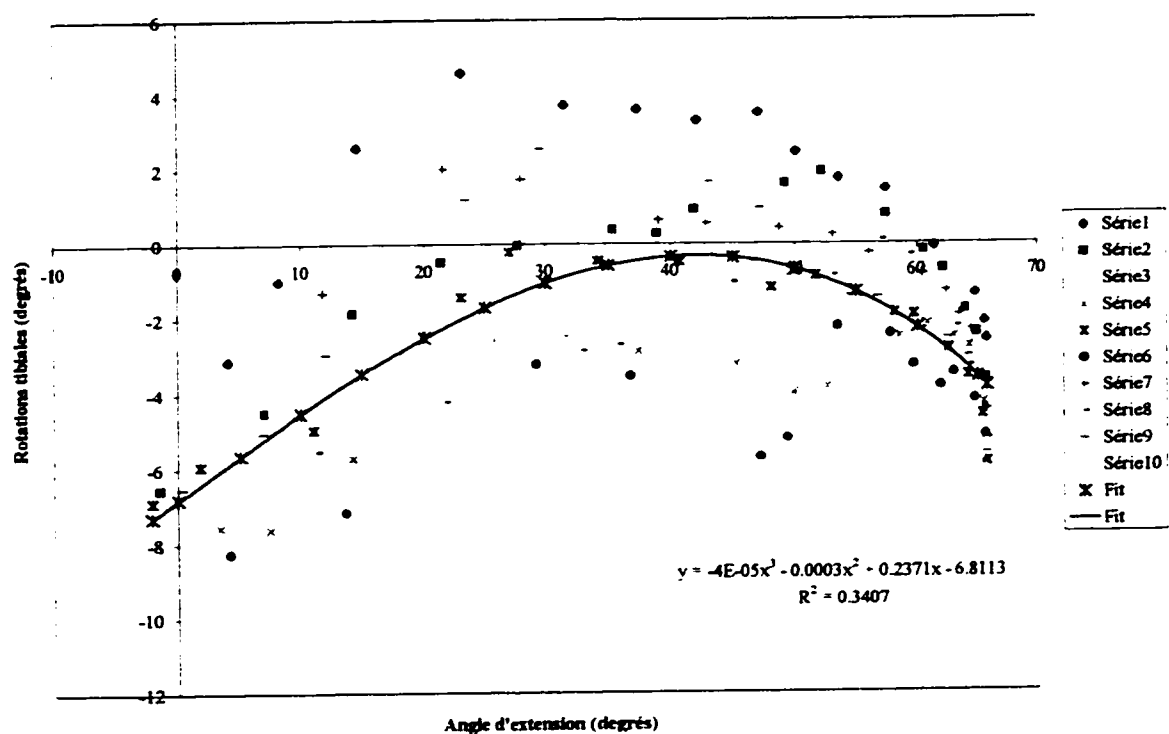
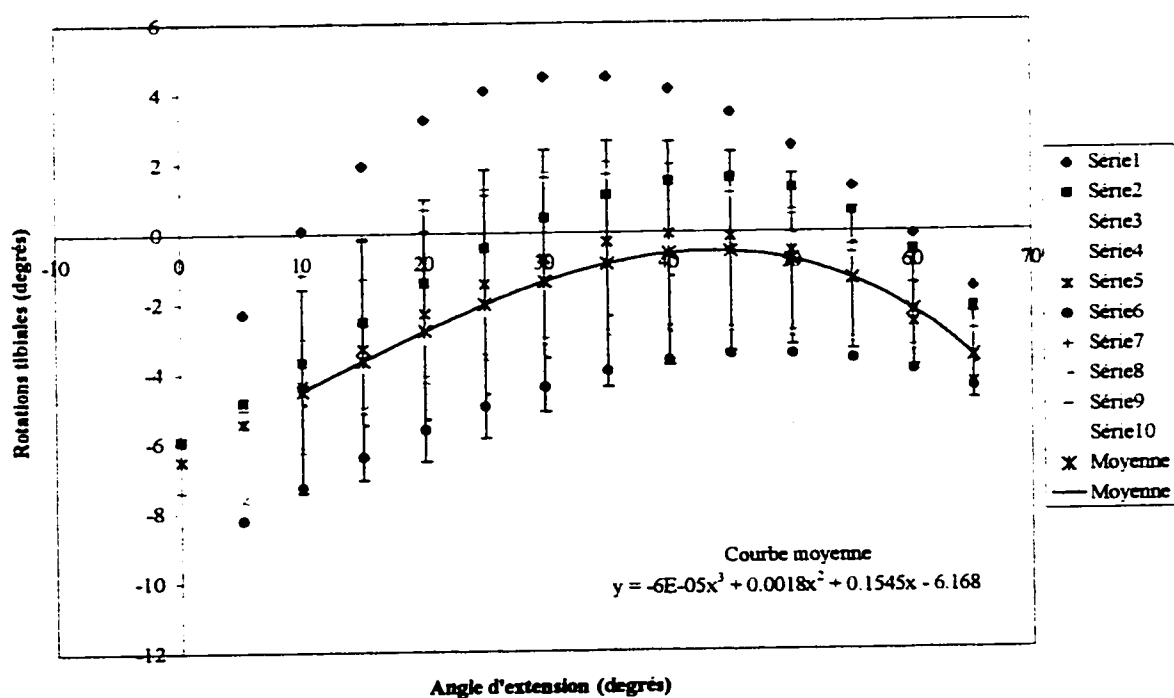
Sujet 9 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 9 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

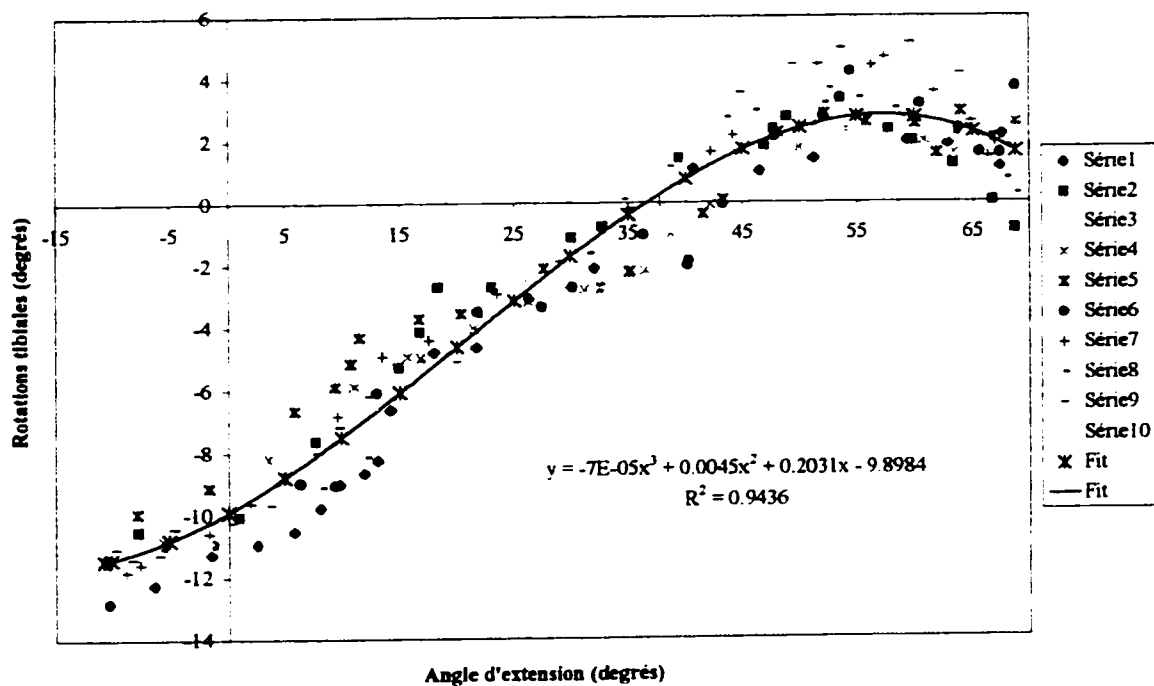
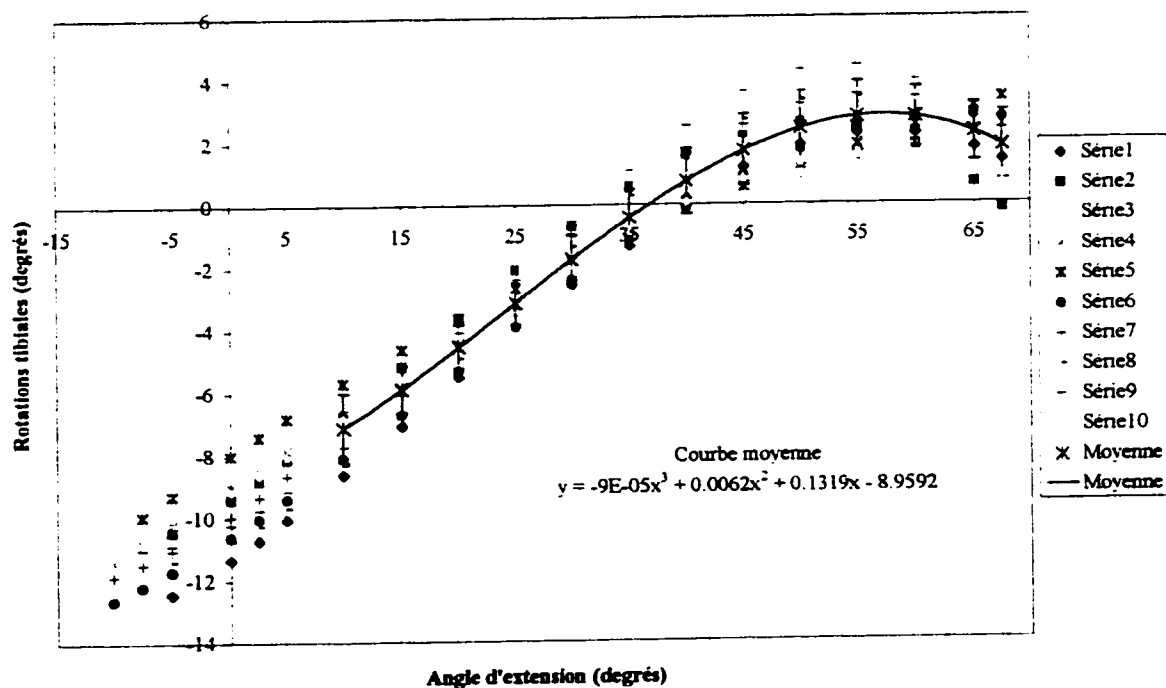
Sujet 10 - Flexion ==> extension (Données brutes)

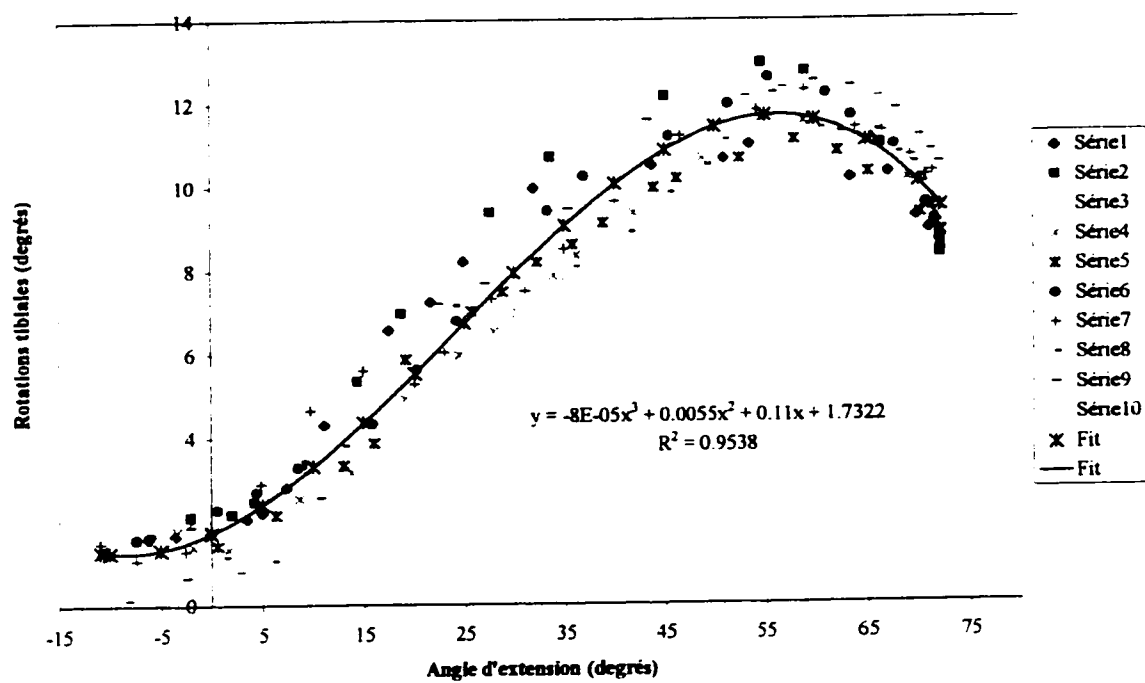
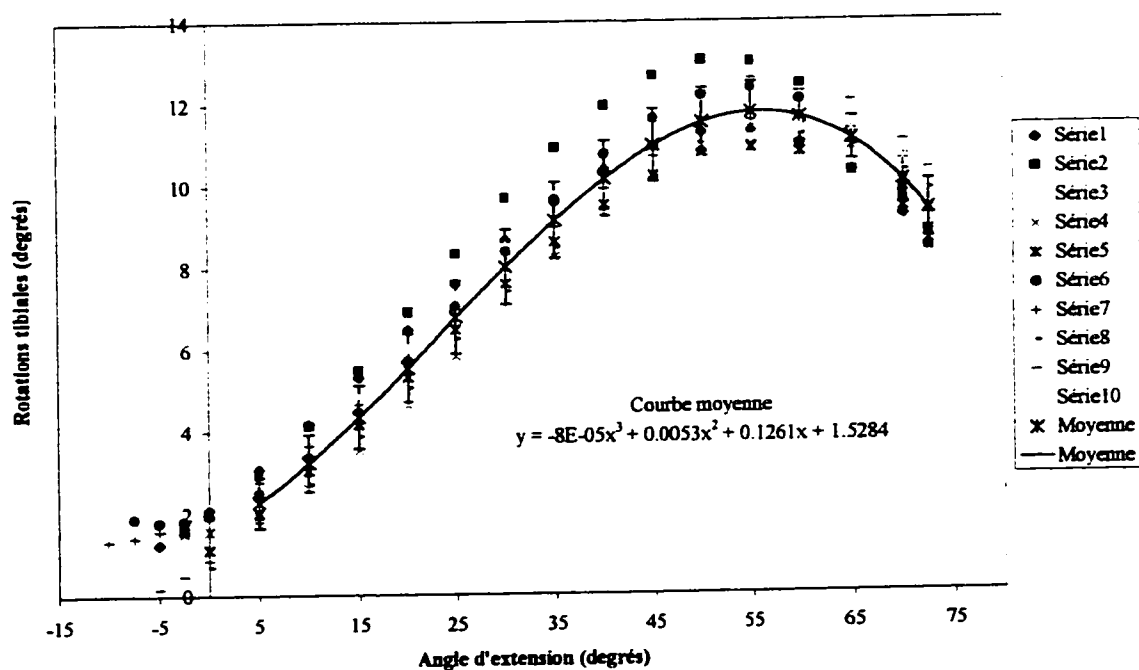


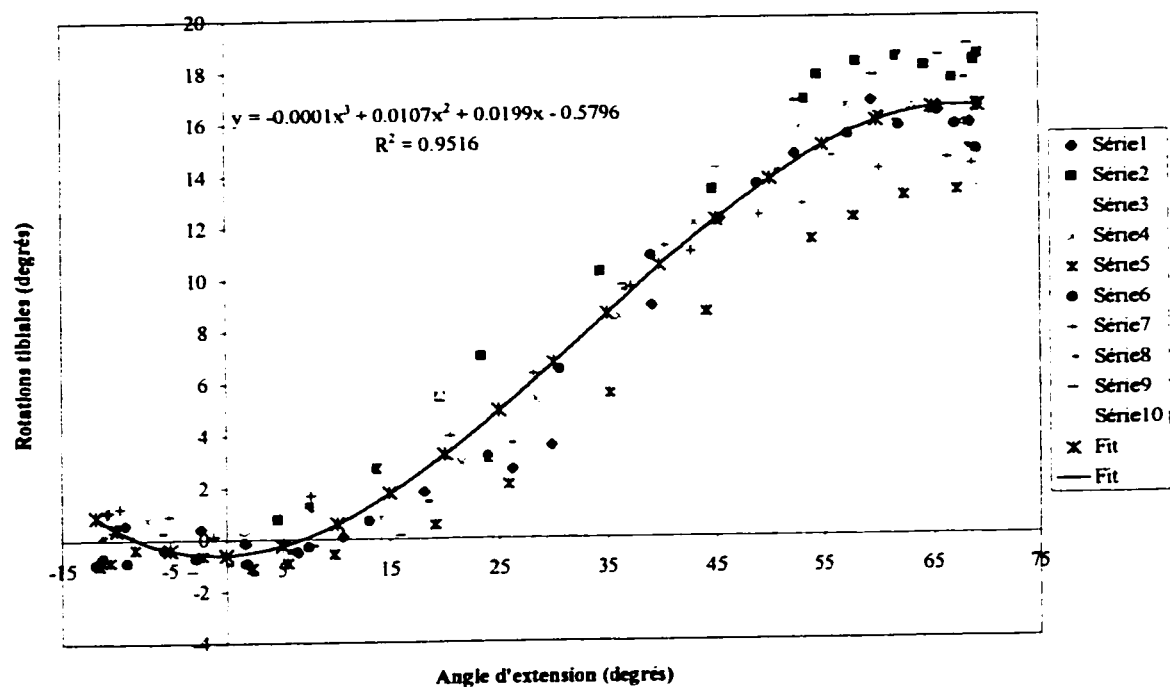
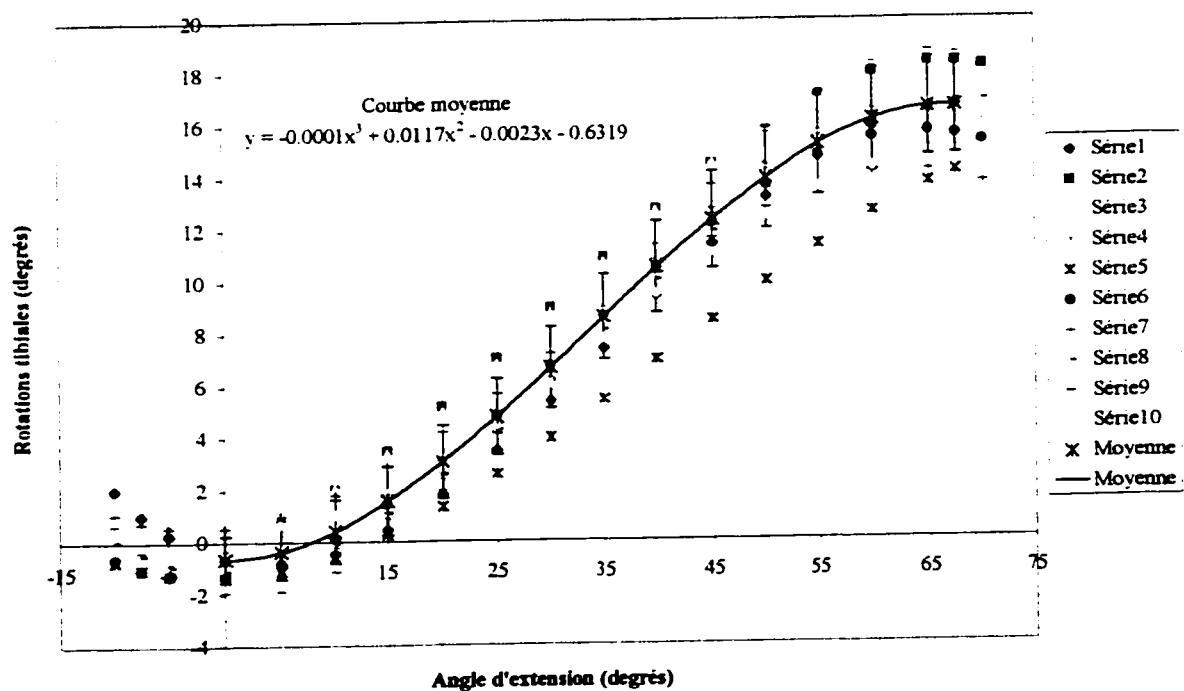
Sujet 10 - Flexion ==> extension (Données lissées)

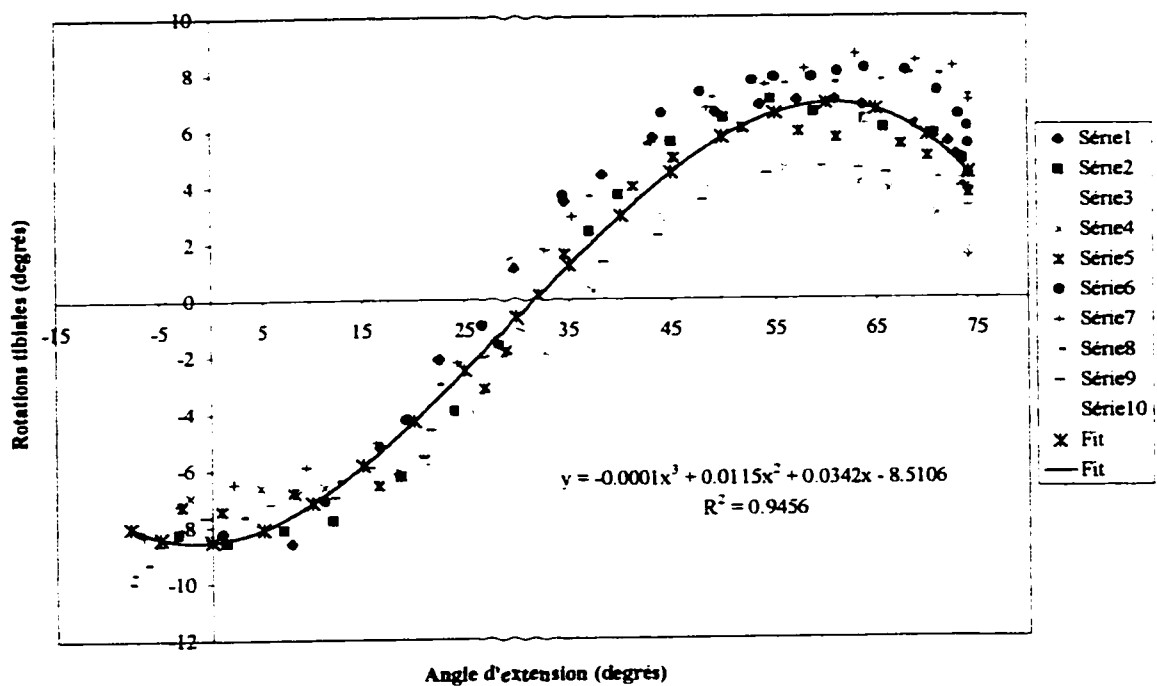
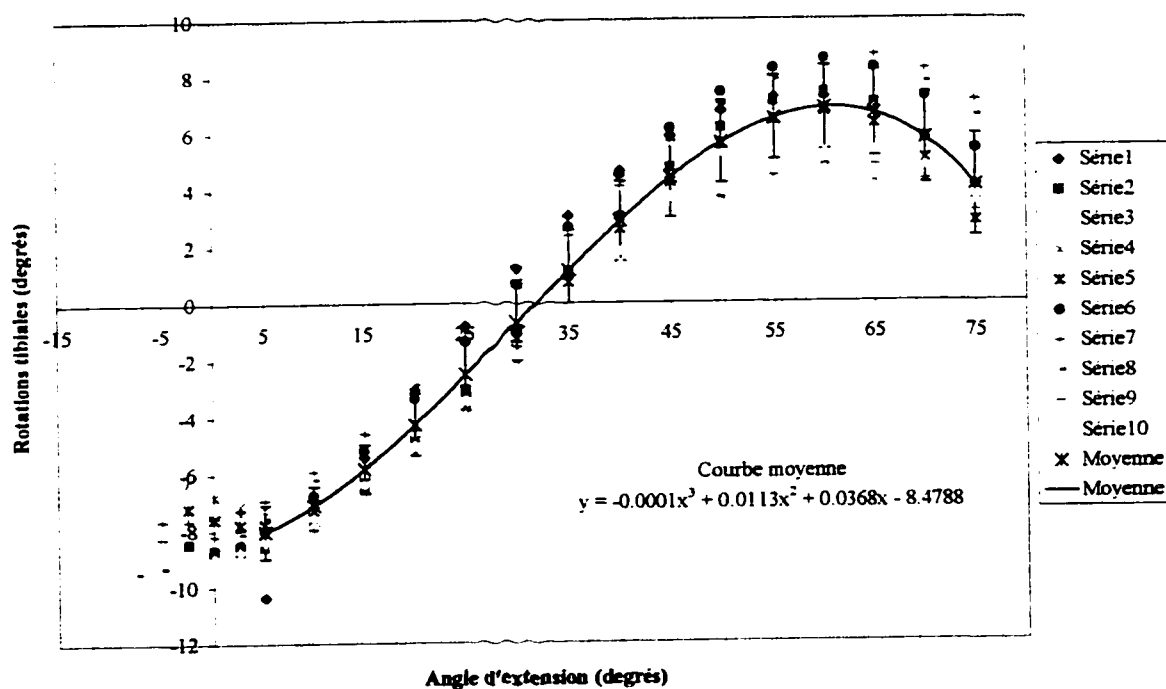


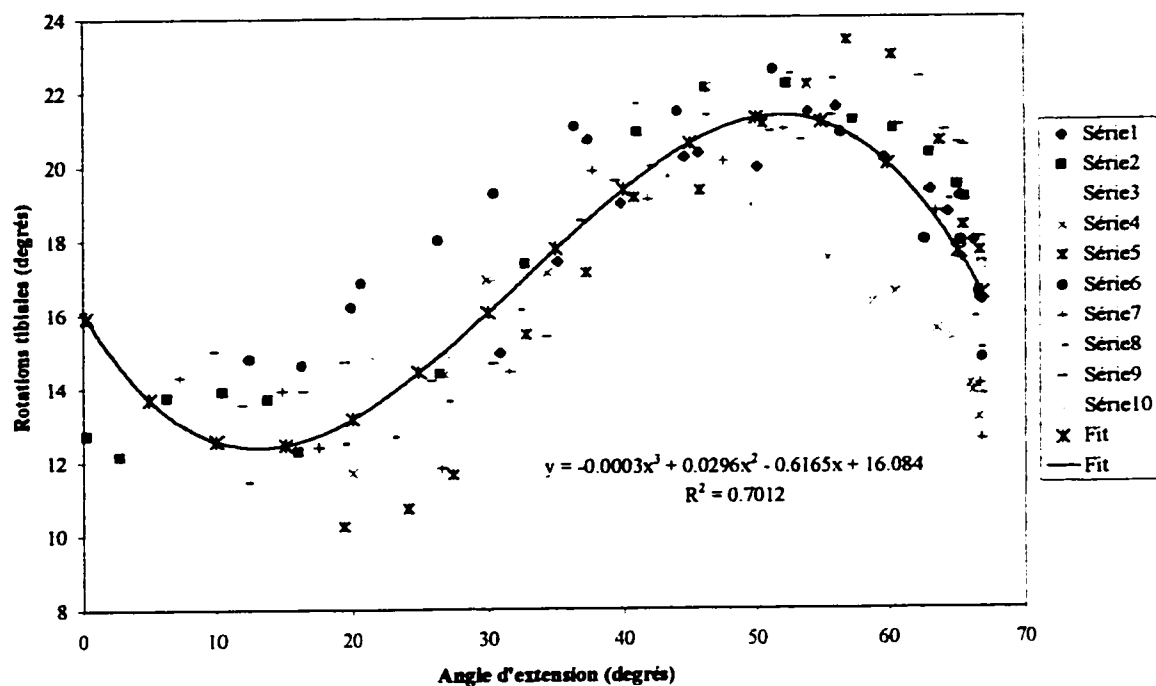
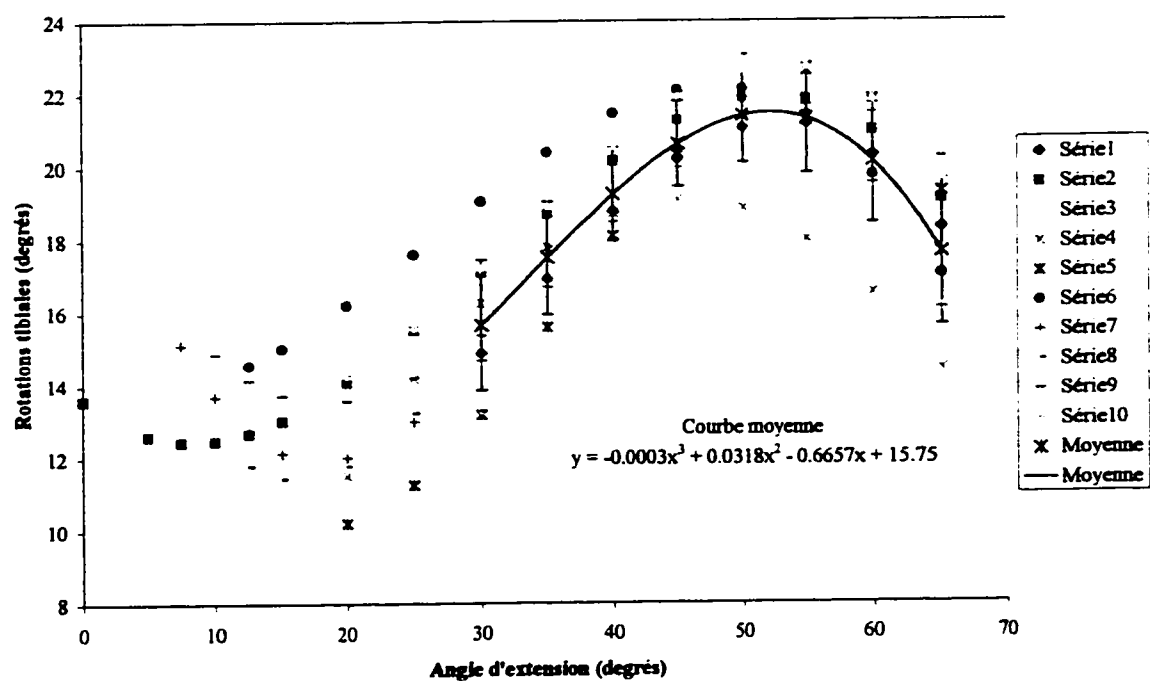
Sujet 11 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 11 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

Sujet 12 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 12 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

Sujet 13 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 13 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

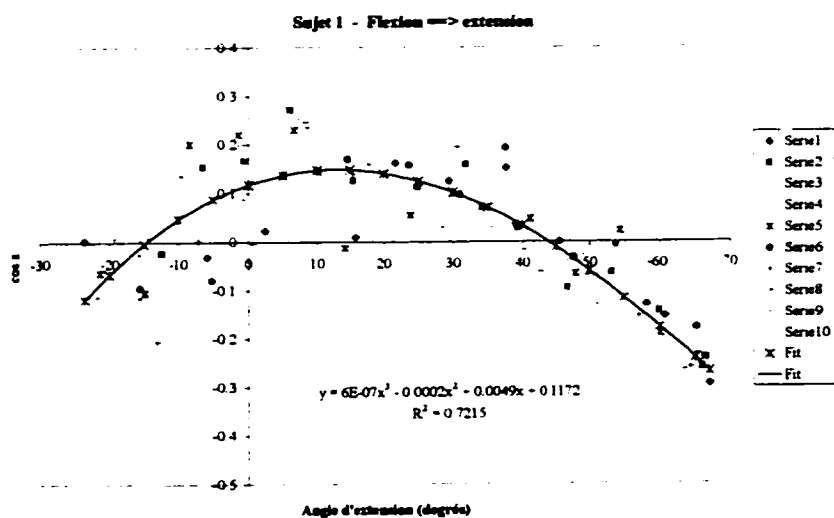
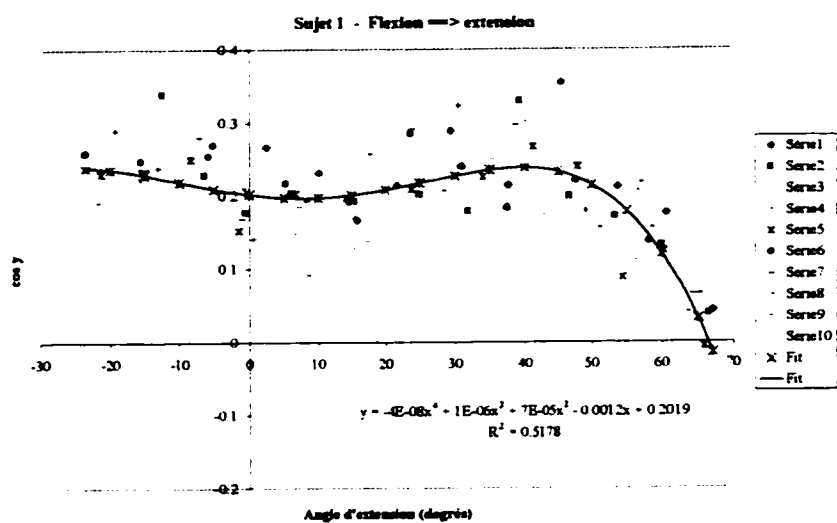
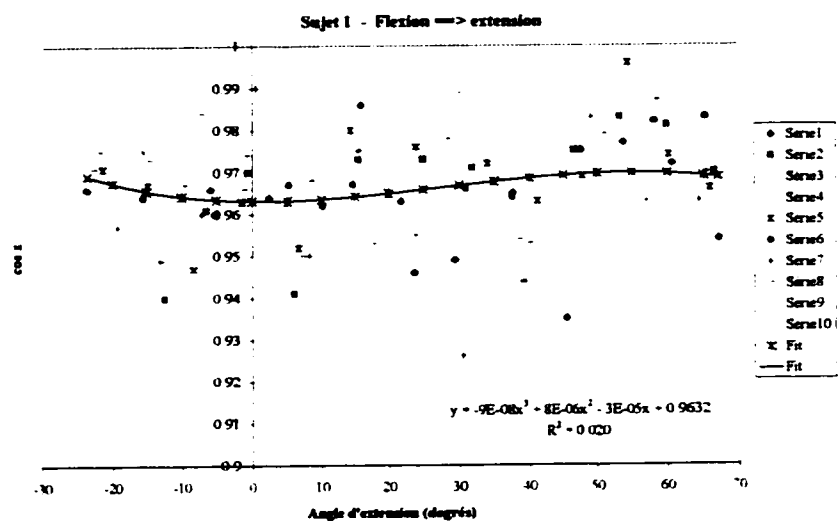
Sujet 14 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 14 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

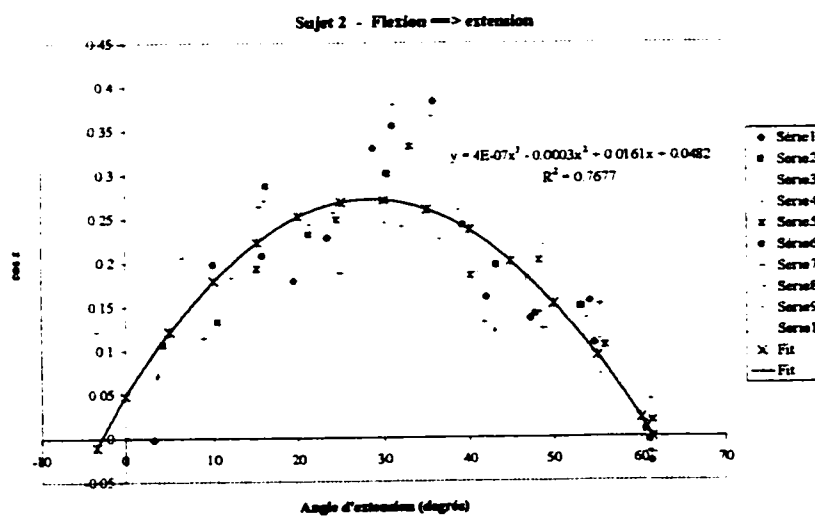
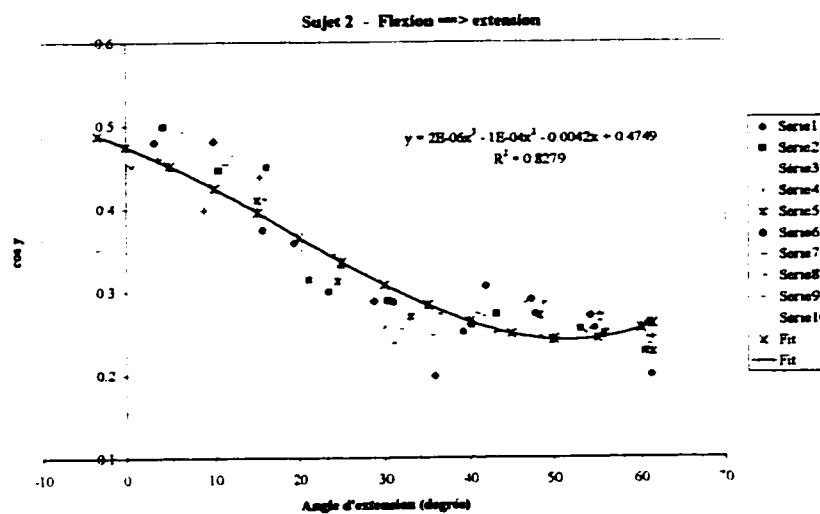
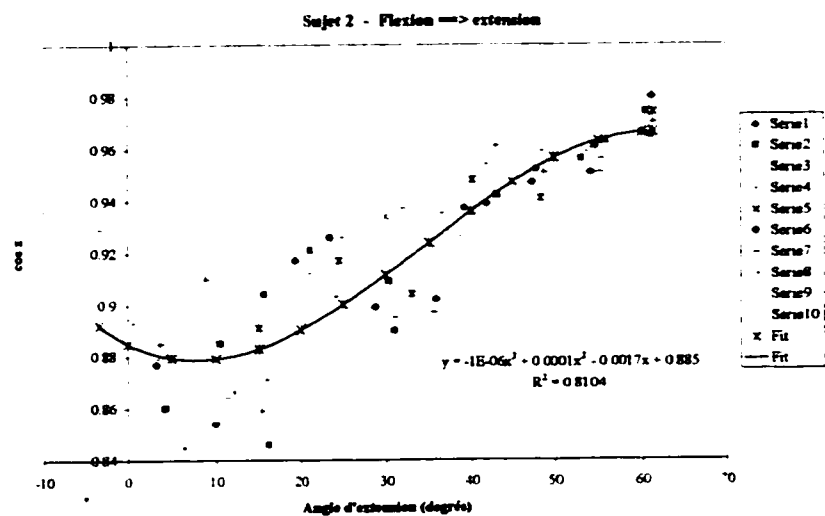
Sujet 15 - Flexion \rightleftharpoons extension (Données brutes)Sujet 15 - Flexion \rightleftharpoons extension (Données lissées)

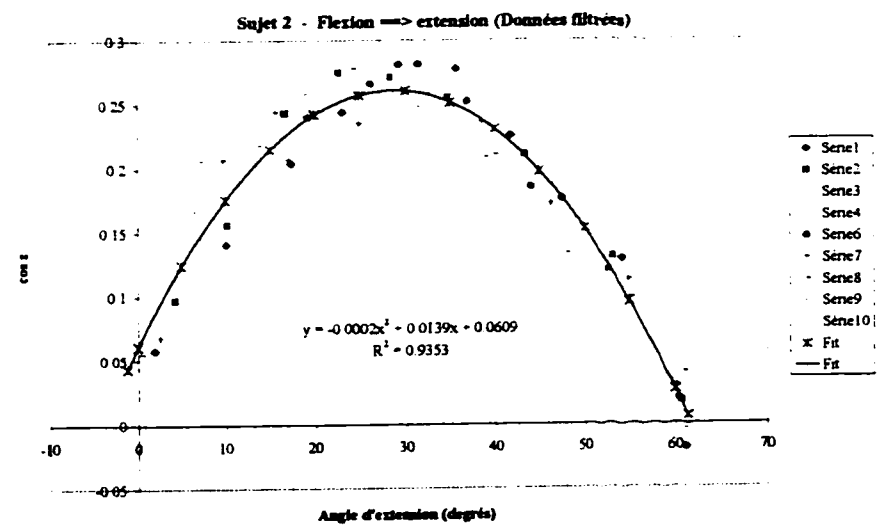
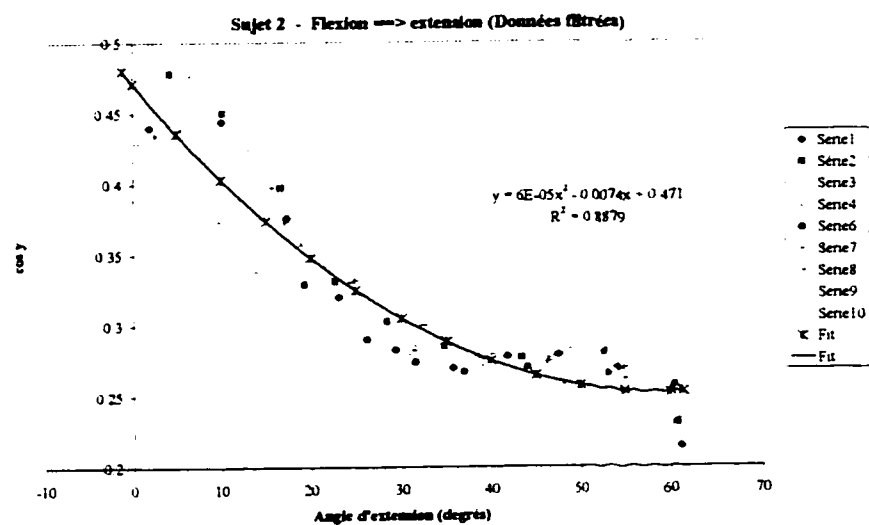
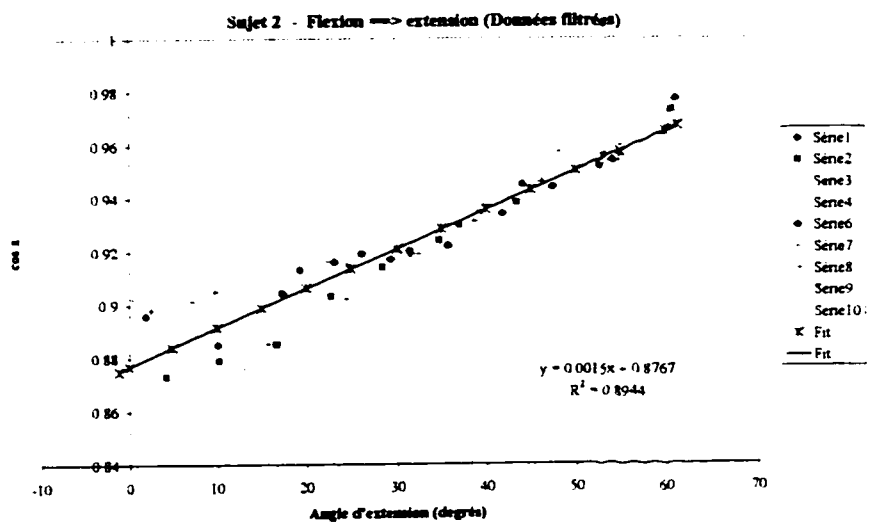
Sujet 16 - Flexion \Rightarrow extension (Données brutes)Sujet 16 - Flexion \Rightarrow extension (Données lissées)

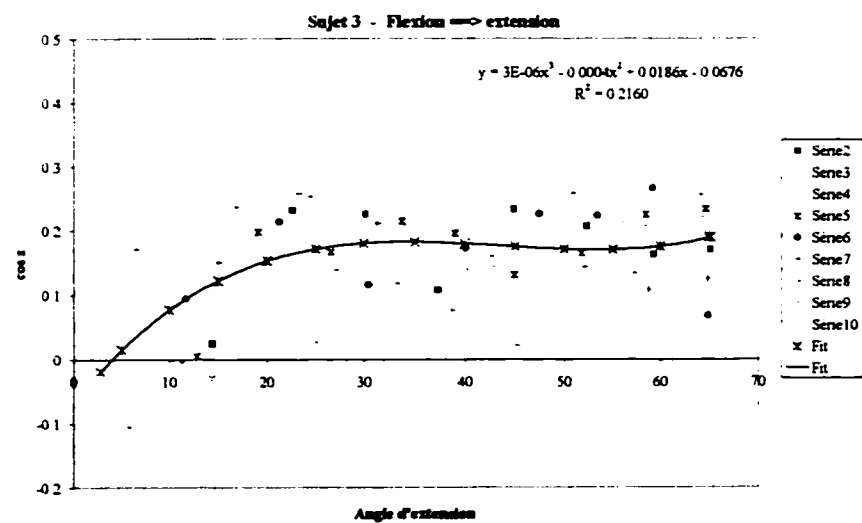
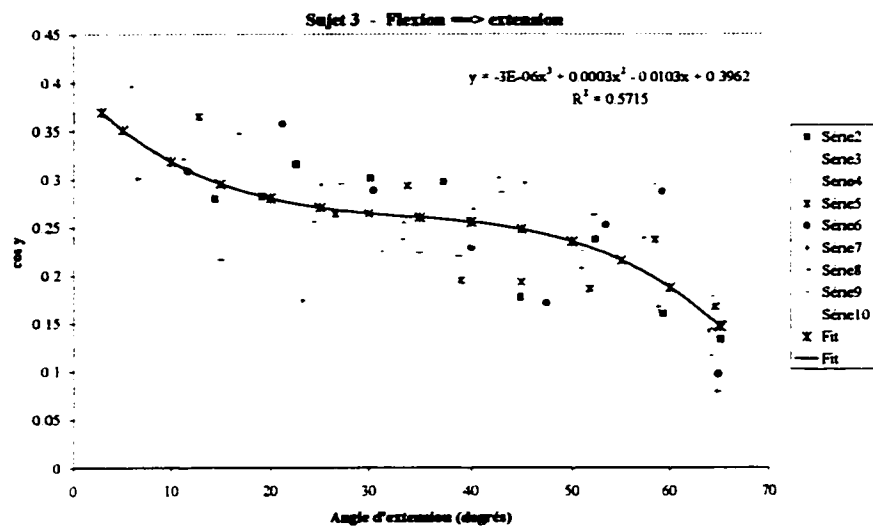
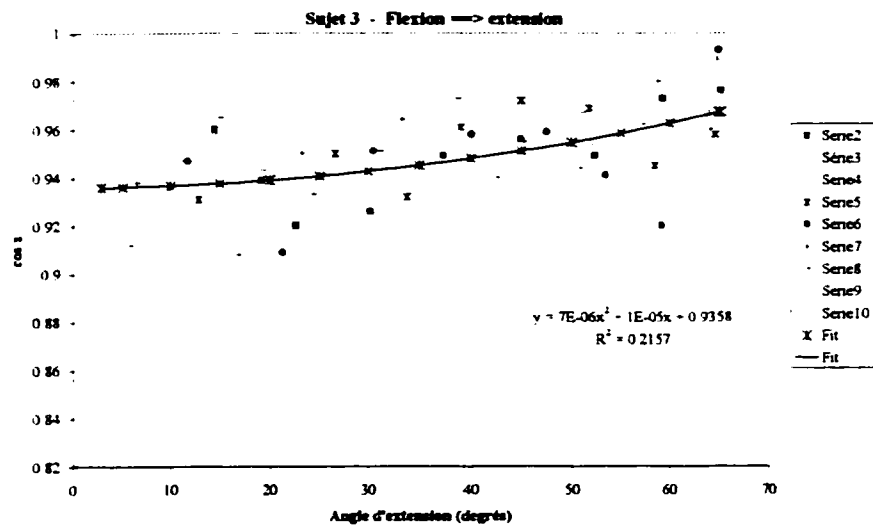
ANNEXE V :

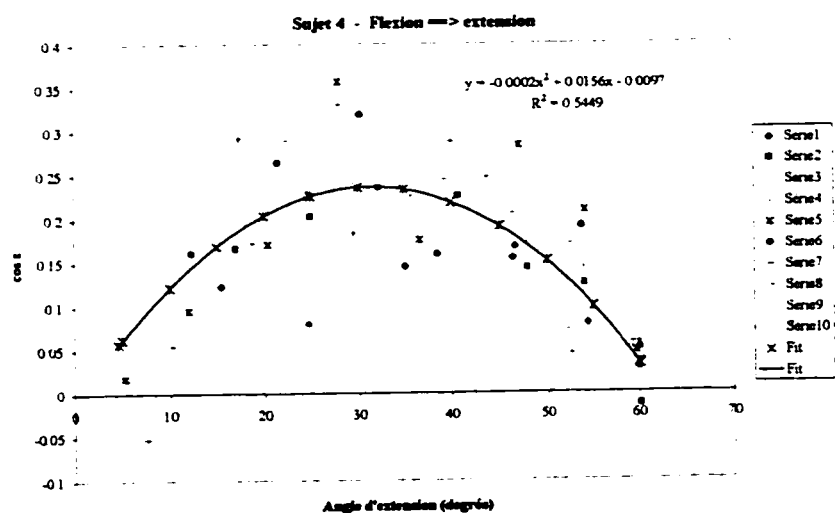
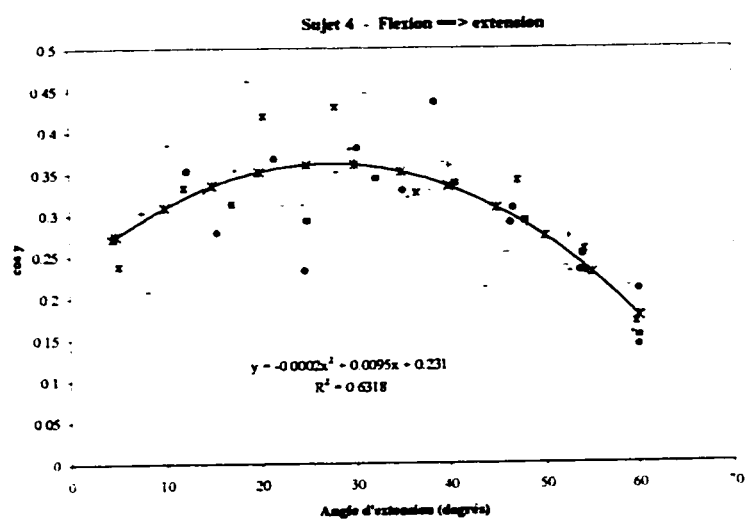
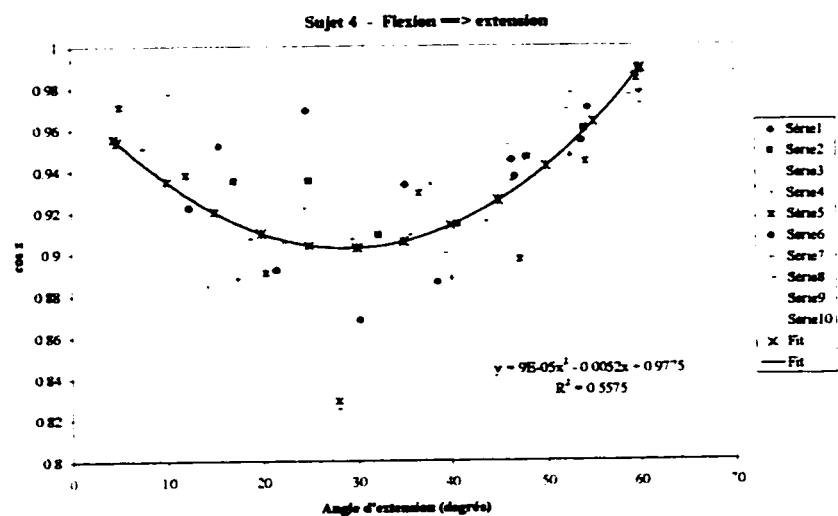
Description hélicoïdale du mouvement - cosinus directeurs
(Flexion → extension)

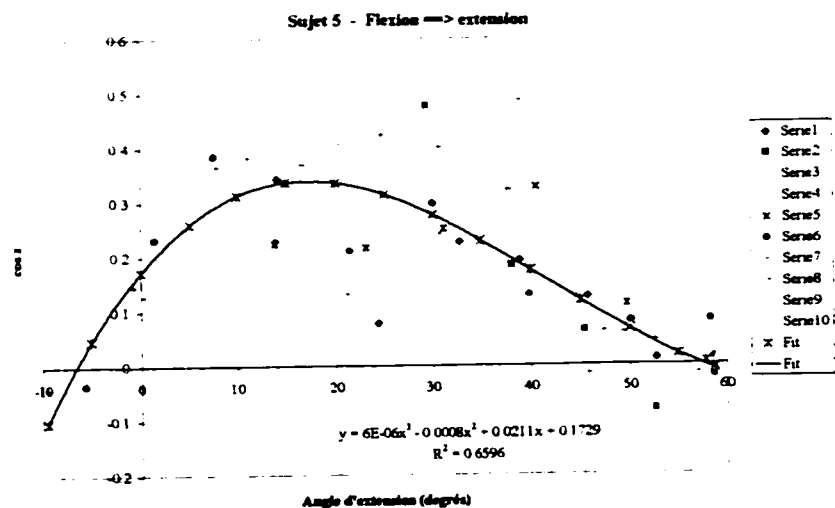
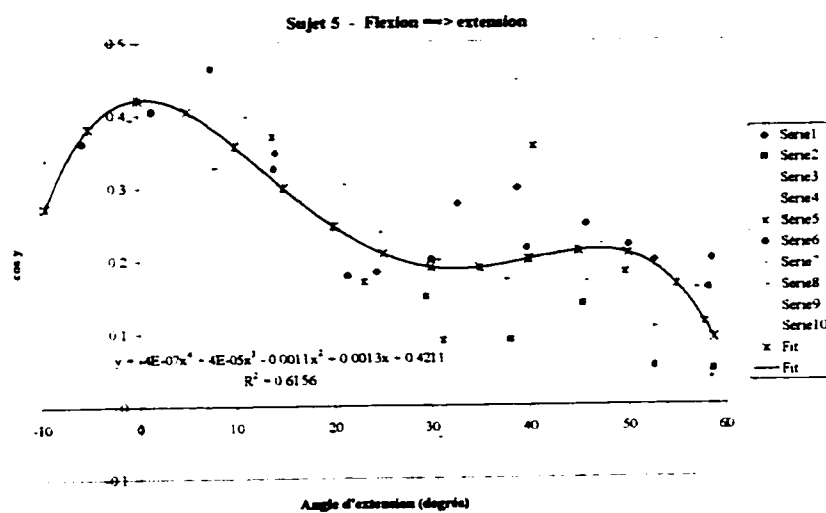
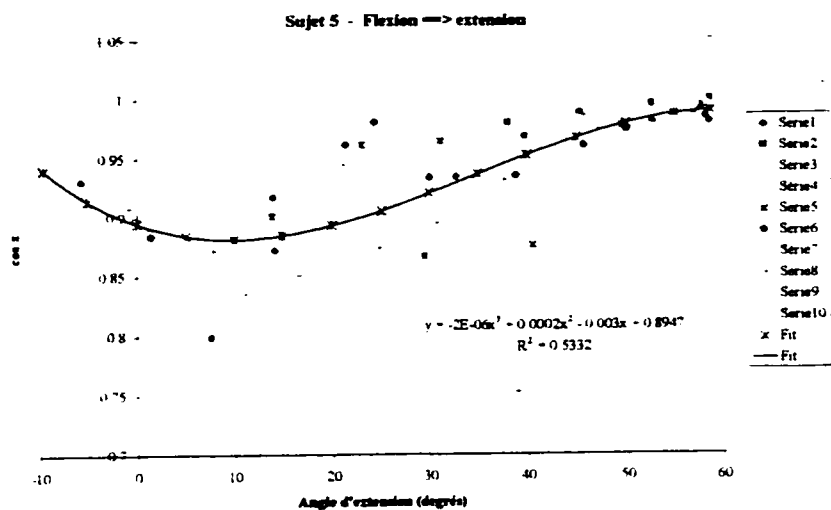


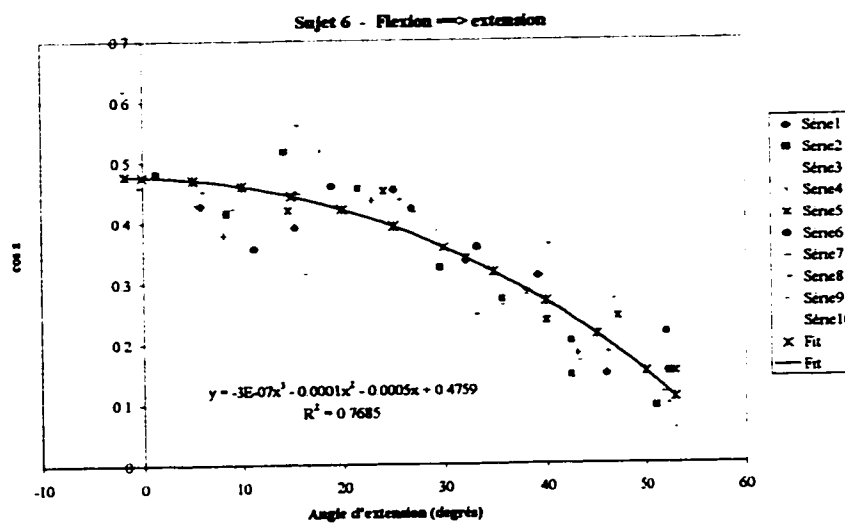
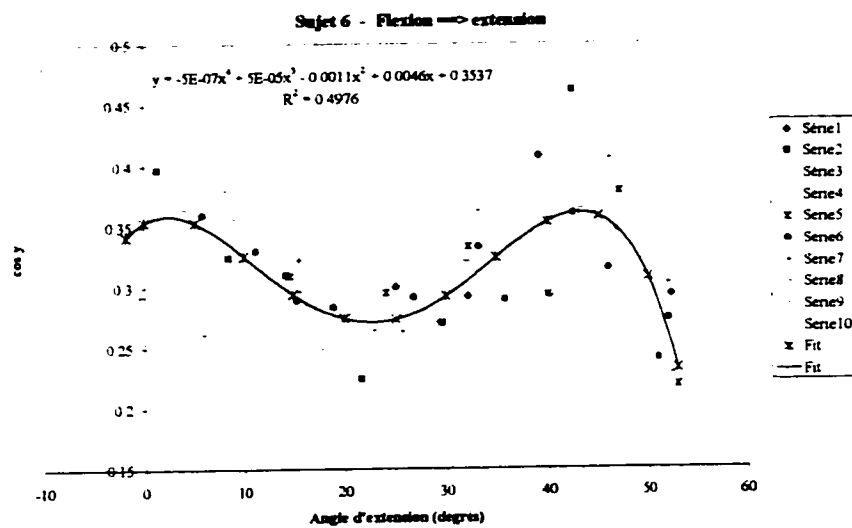
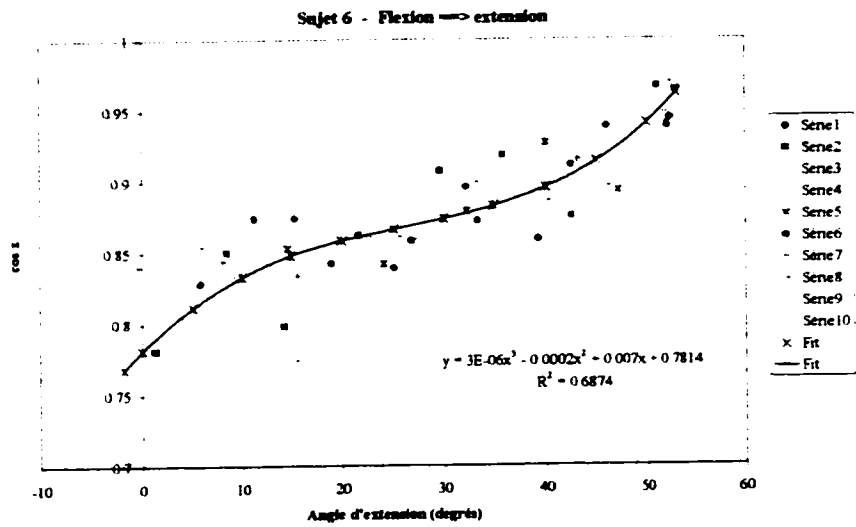


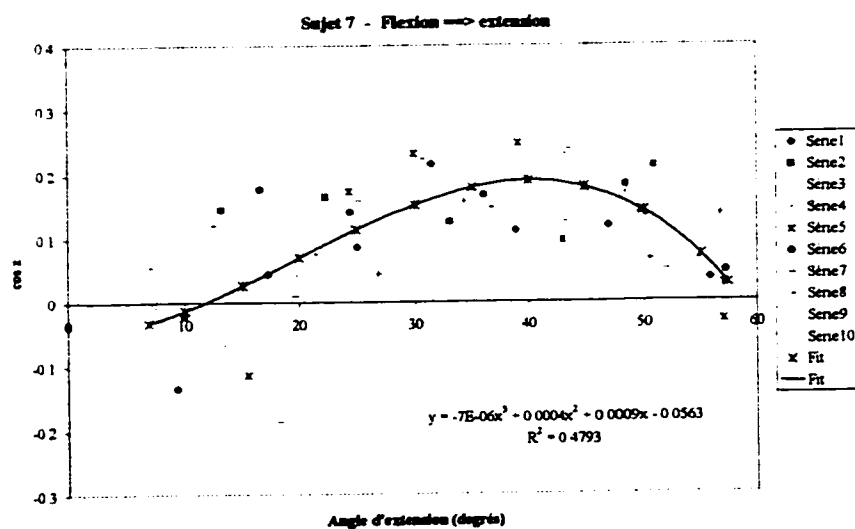
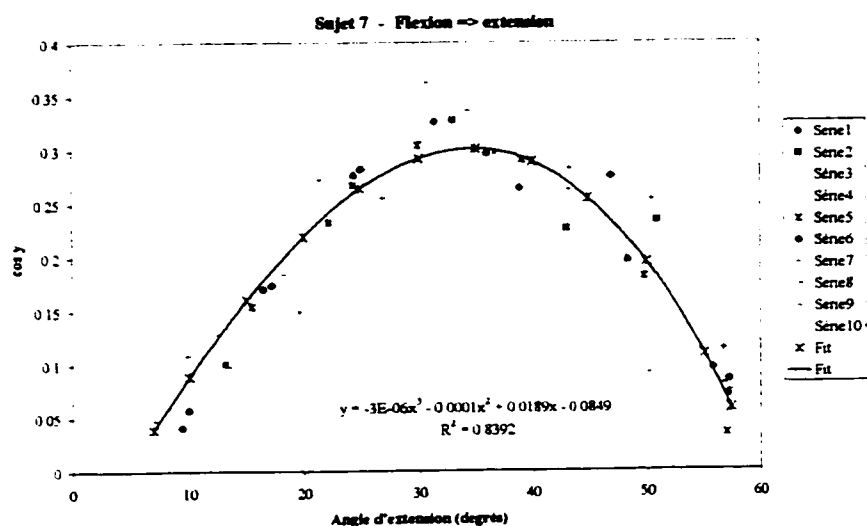
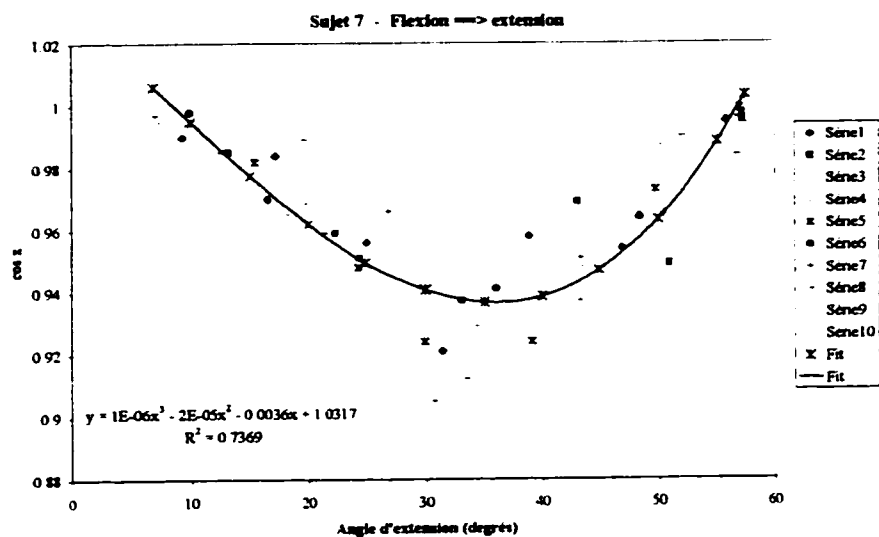


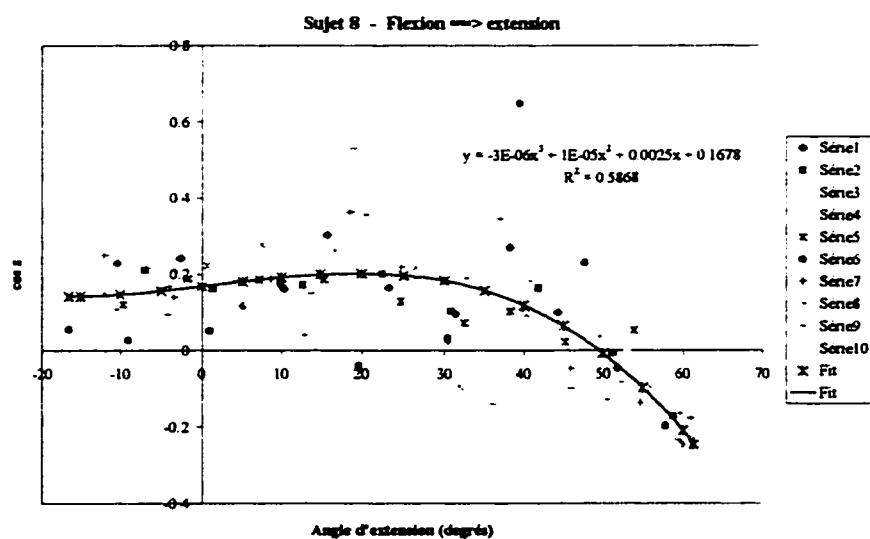
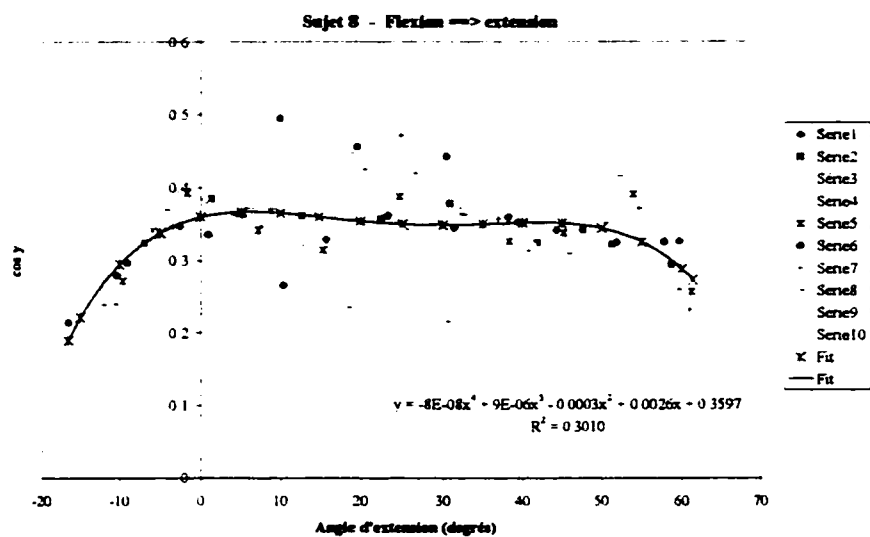
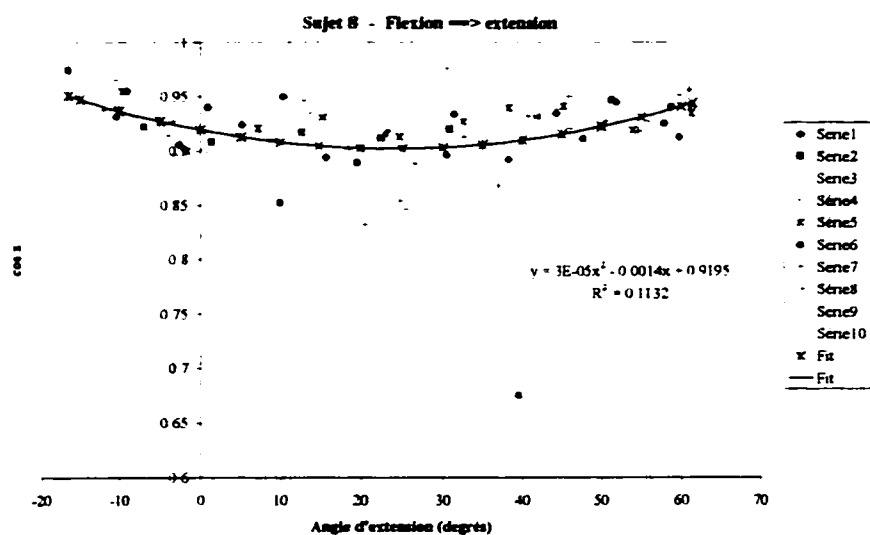


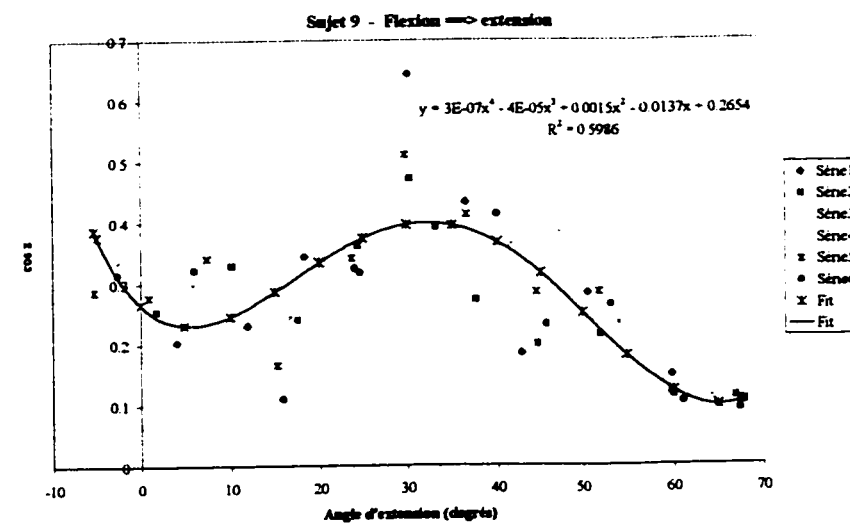
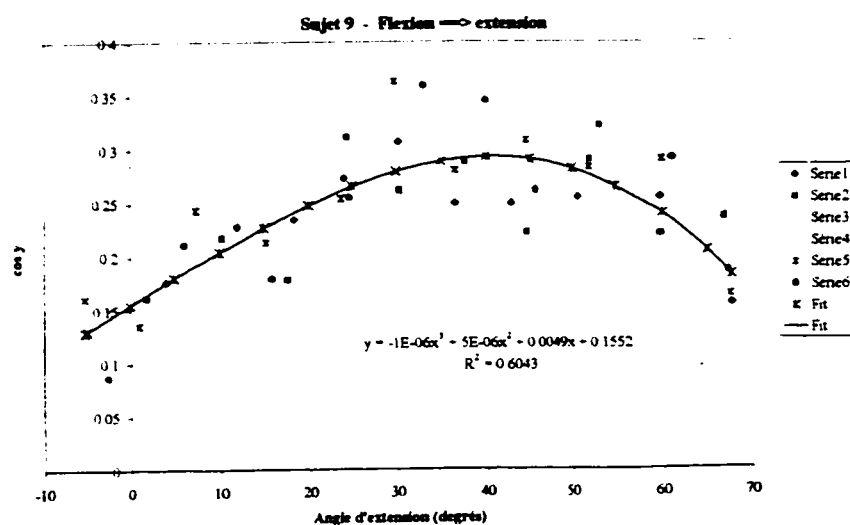
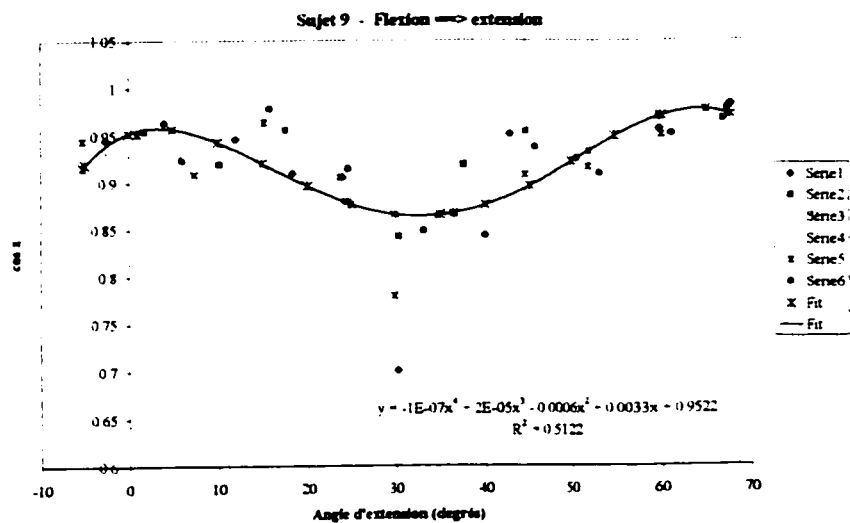


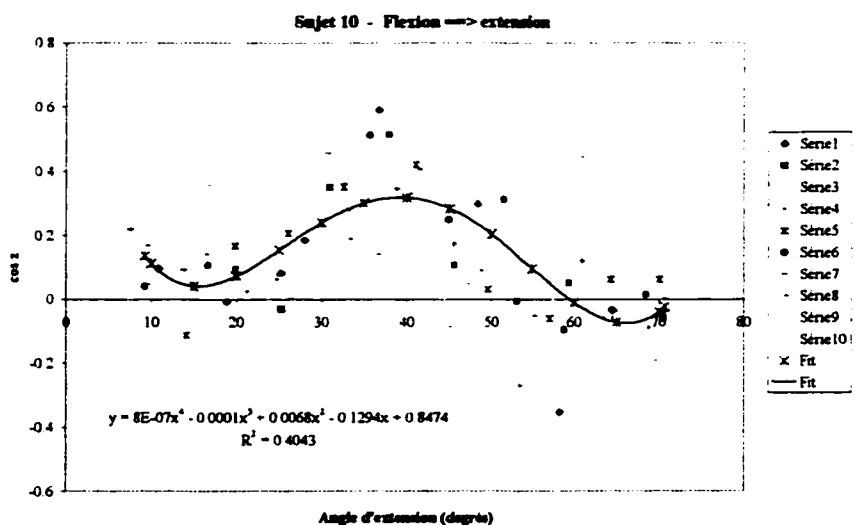
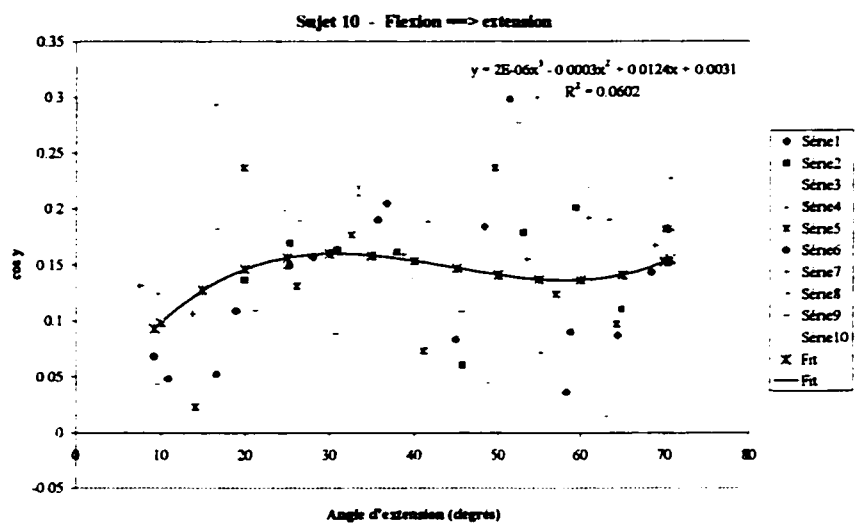
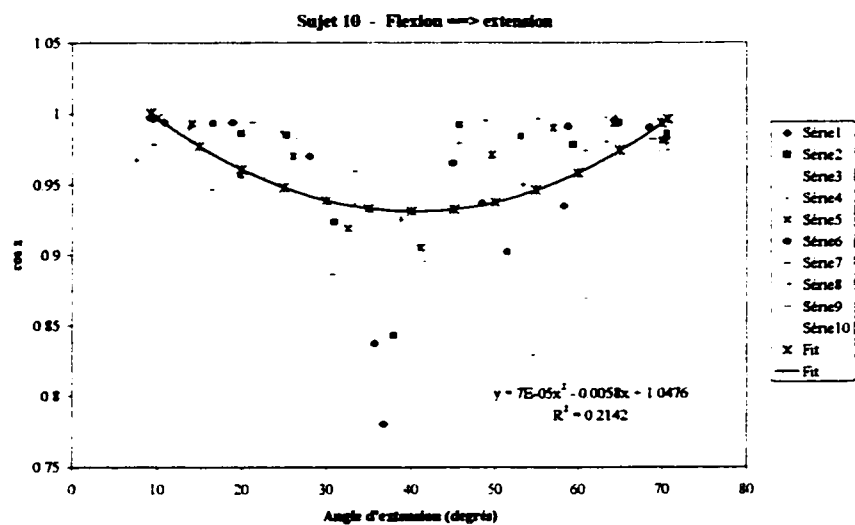


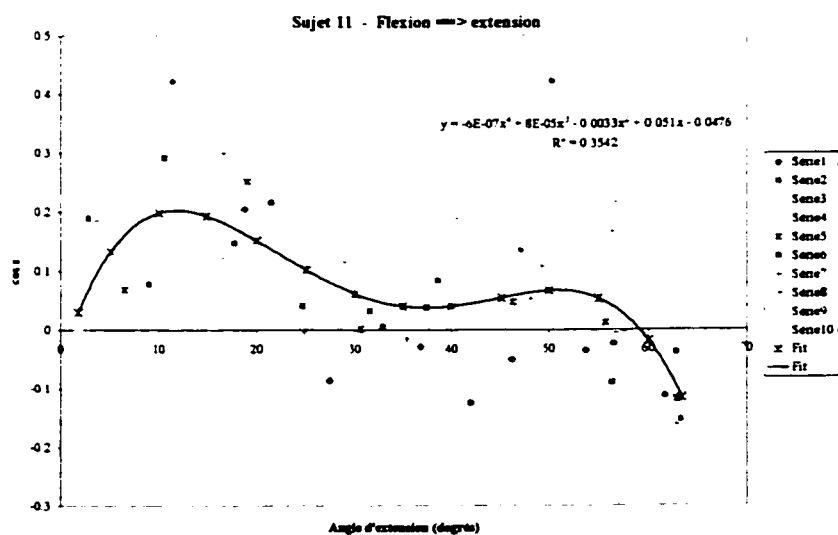
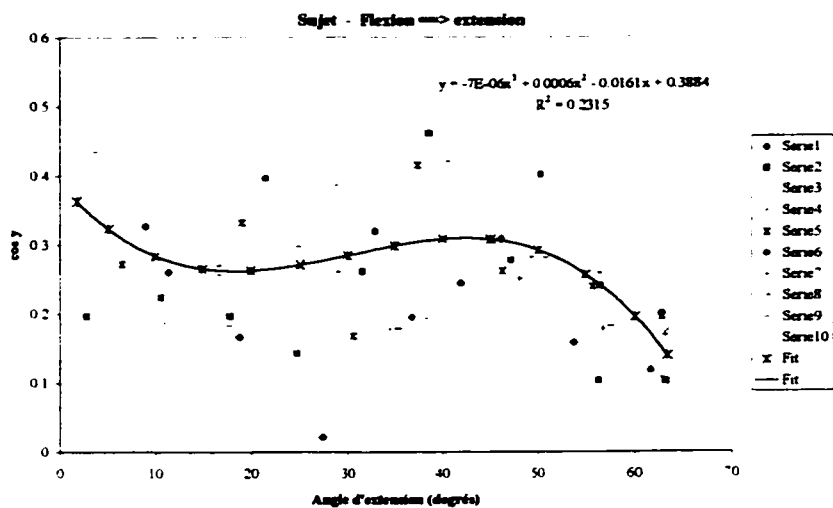
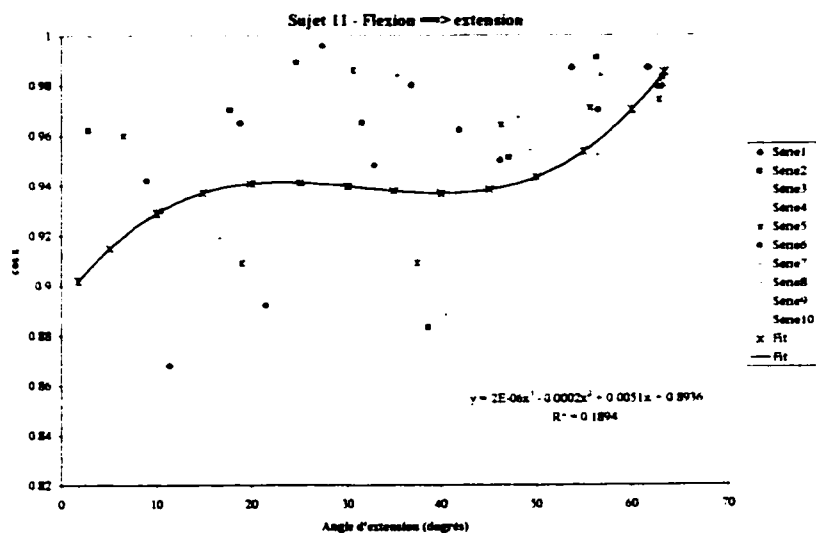


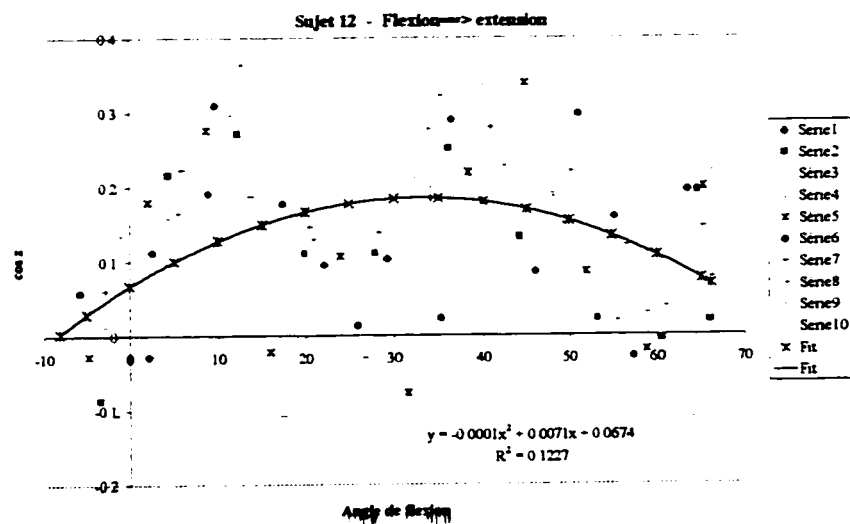
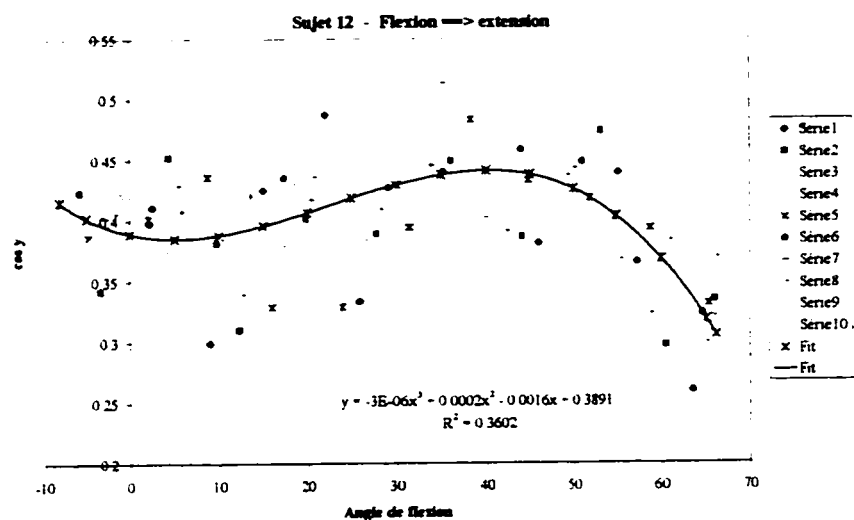
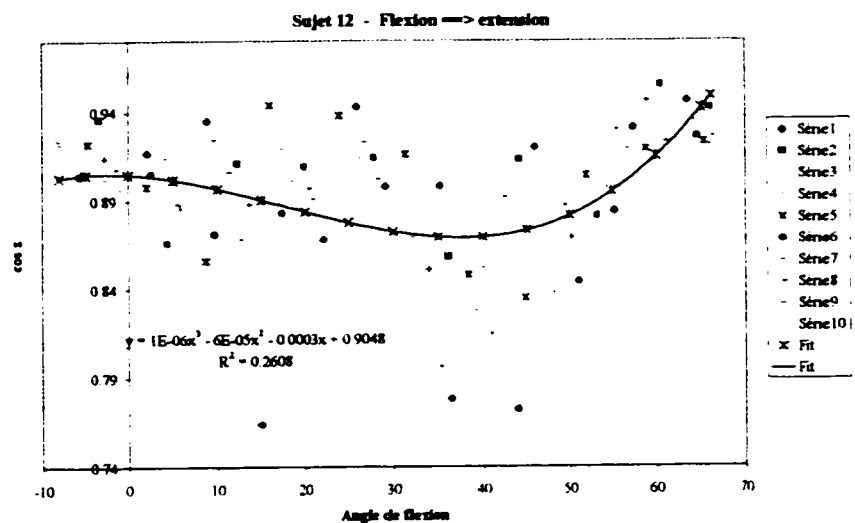


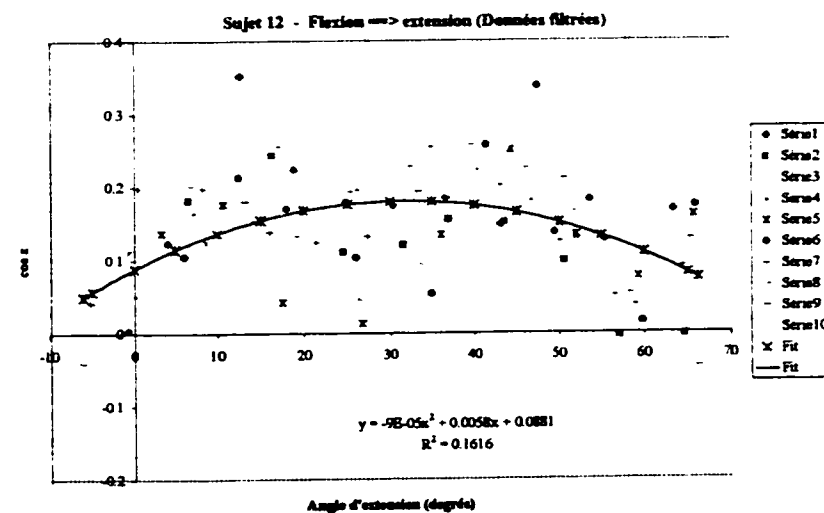
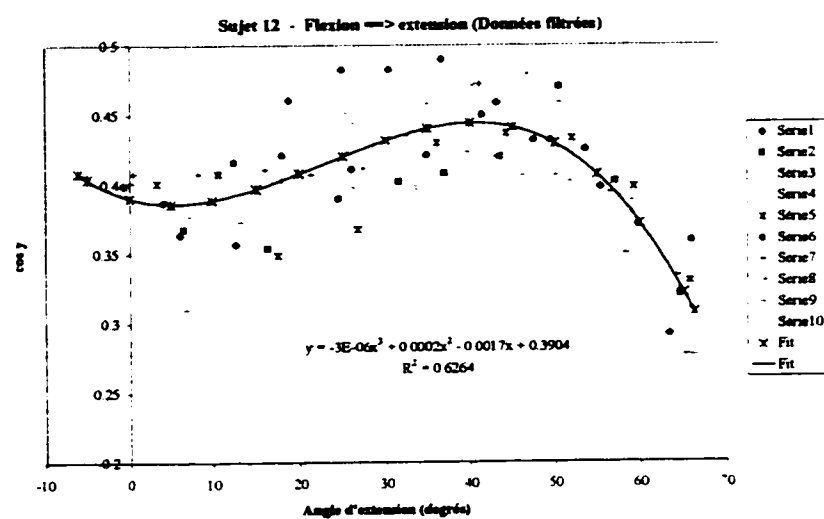
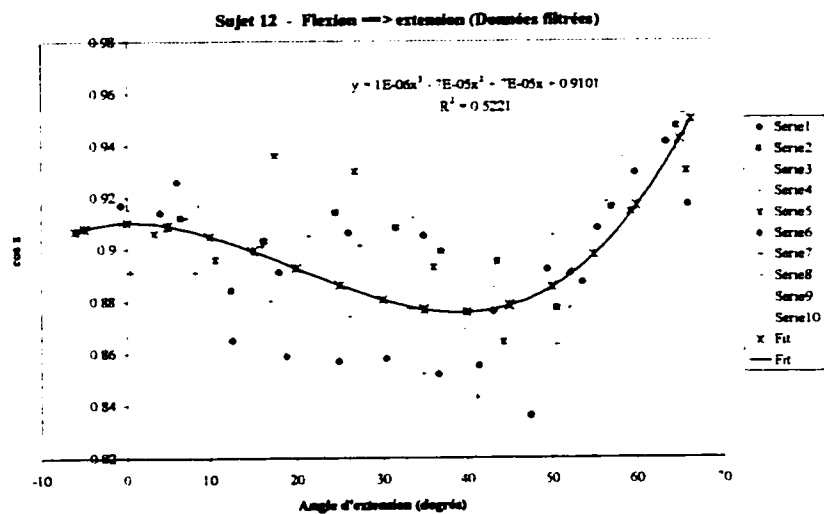


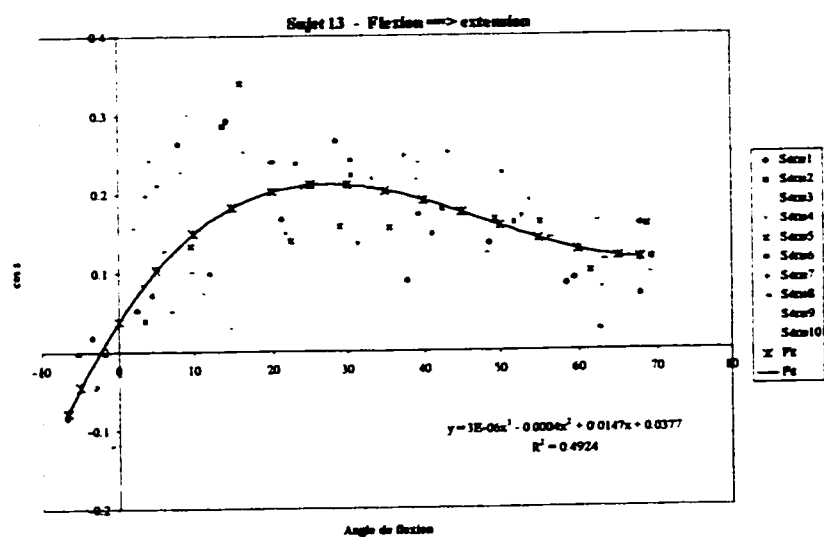
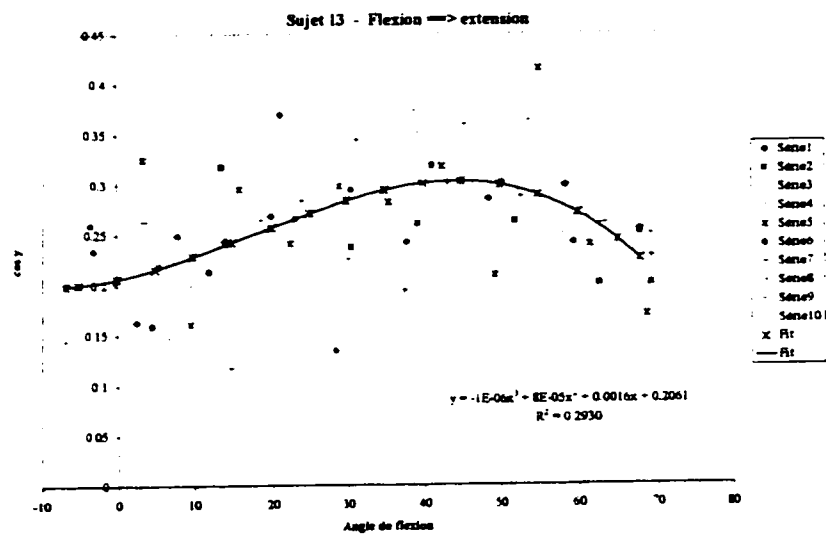
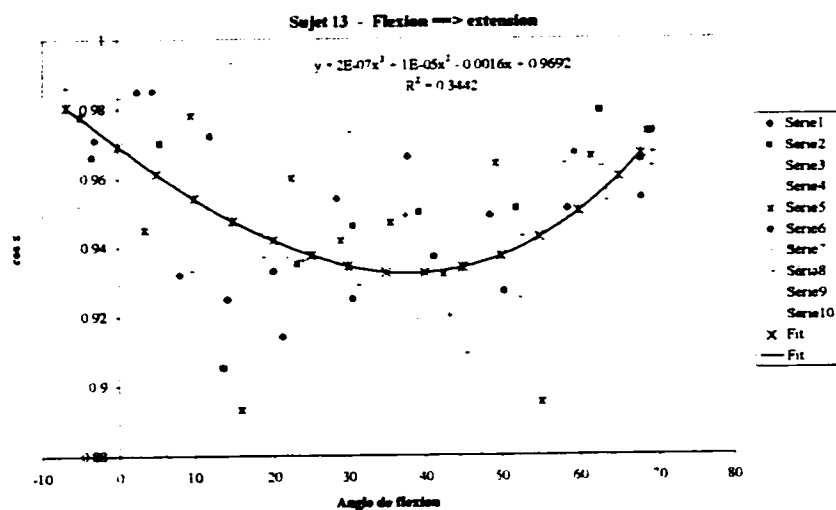


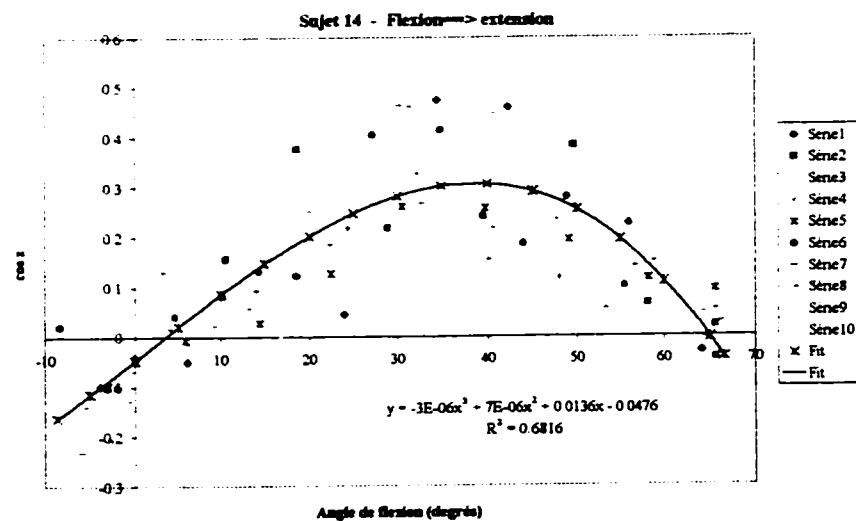
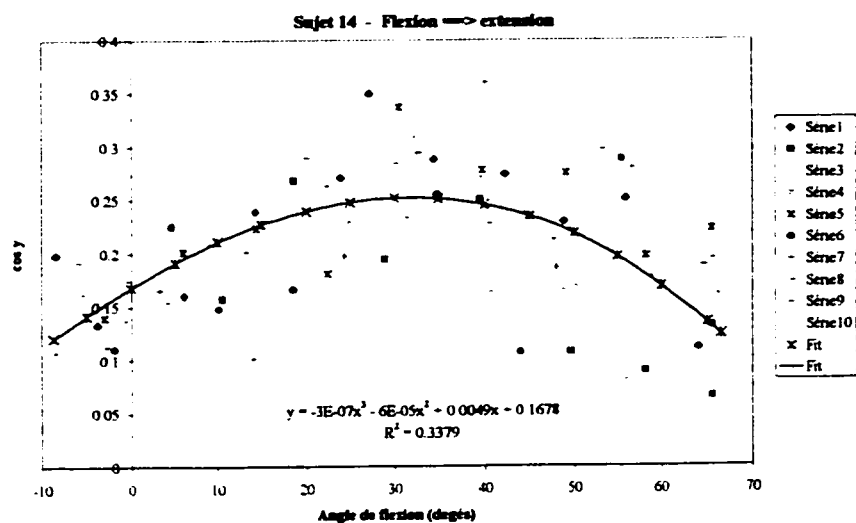
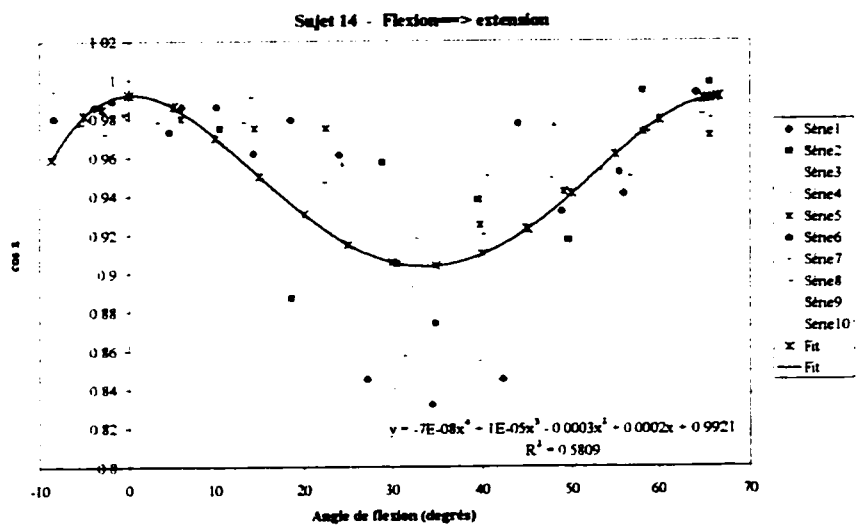


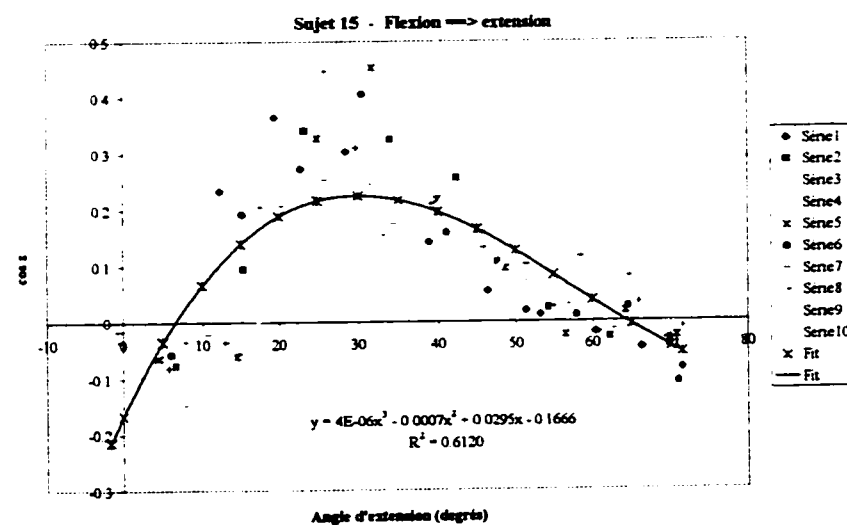
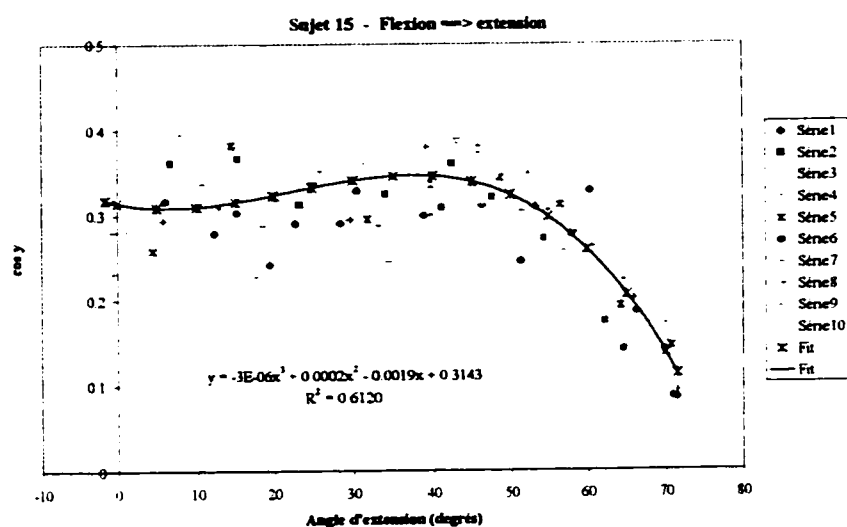
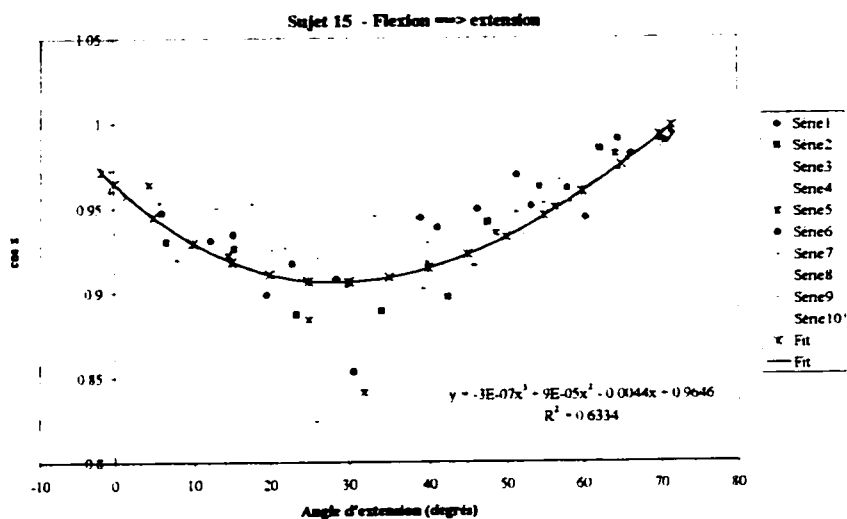












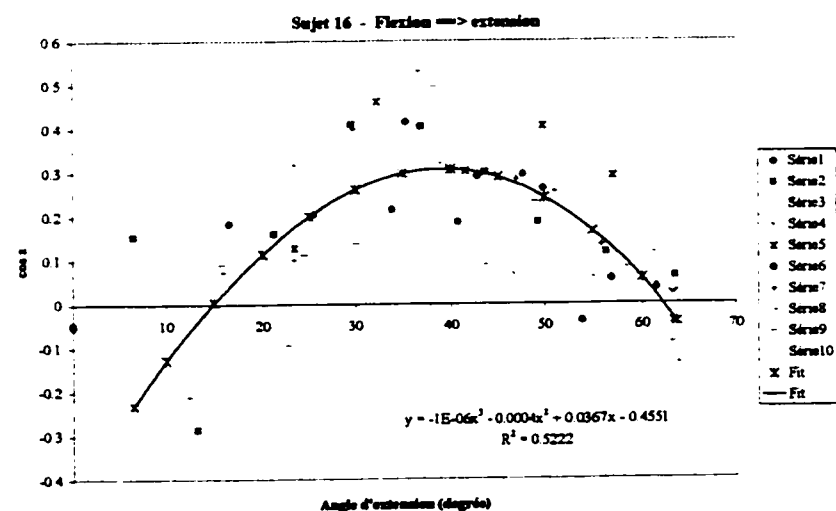
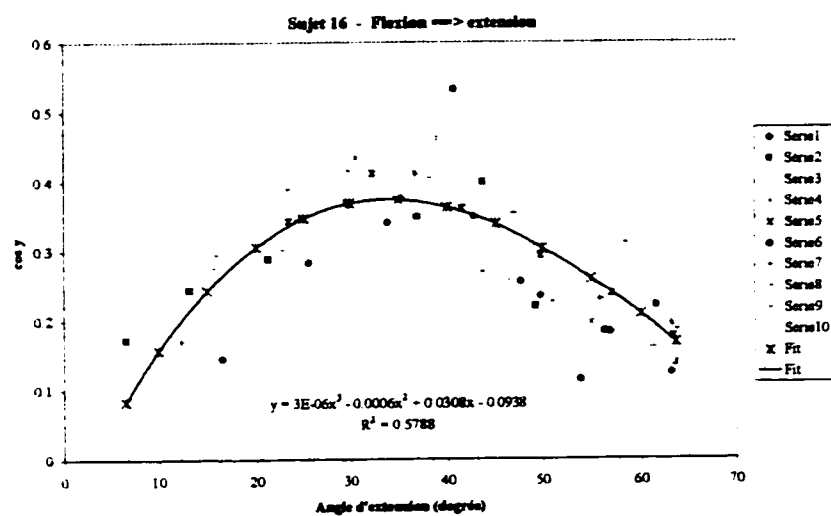
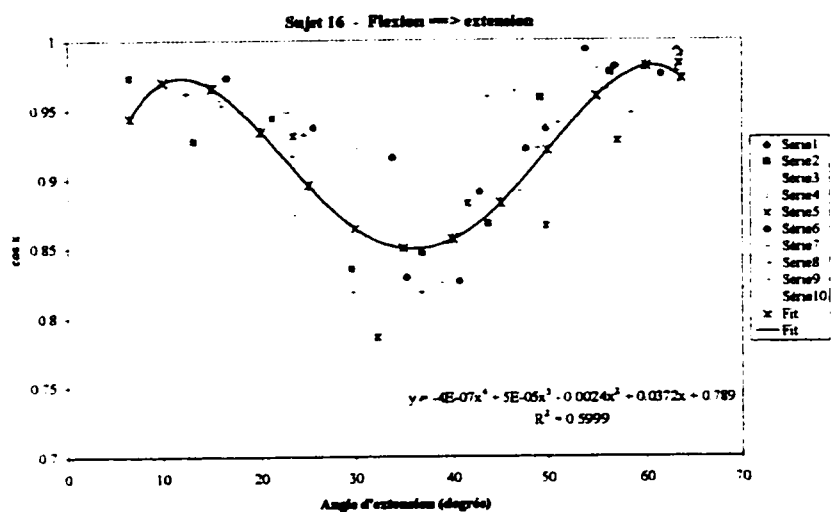
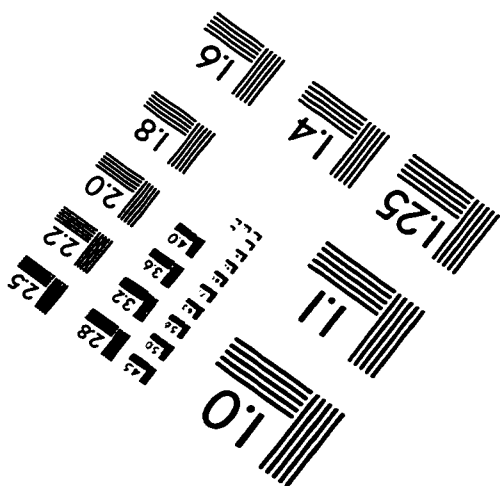
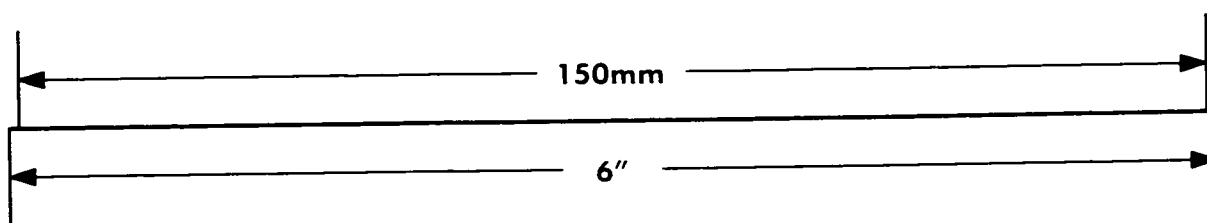
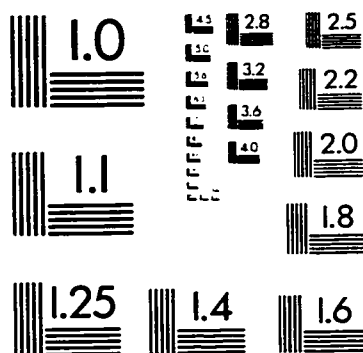
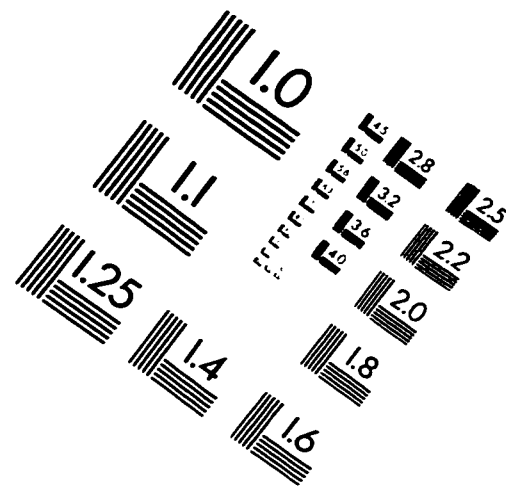
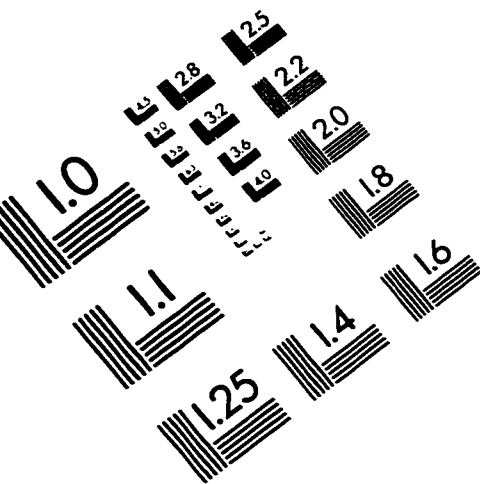


IMAGE EVALUATION TEST TARGET (QA-3)



APPLIED IMAGE, Inc.
1653 East Main Street
Rochester, NY 14609 USA
Phone: 716/482-0300
Fax: 716/288-5989

© 1993, Applied Image, Inc., All Rights Reserved

